



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## PSYCHOGALVANICKÝ REFLEX

PSYCHOGALVANIC REFLEX

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Soňa Peterová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

BRNO 2017

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Soňa Peterová

**ID:** 174519

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## Psychogalvanický reflex

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte reakce organismu na vnější nadprahové podněty. 2) Popište psychogalvanický reflex a možnosti jeho snímání. 3) Popište vlastnosti elektrod, které je možno používat pro měření na organismech. 4) Navrhněte blokové schéma měřiče psychogalvanického reflexu a popište požadavky na jeho dílčí bloky. 5) Navrhněte měřič psychogalvanického reflexu s napájením přes kartu LabView. 6) Měřením ověřte funkci některých částí takového měřiče. Tento přístroj musí splňovat požadavky na elektrickou bezpečnost (viz norma 60601-1, 2.vydání).

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] VENABLES, P. H. A manual of psychophysiological methods. New York: American Elsevier, 1967. ISBN 9780444100245.

[2] GRIMNES, S. Psychogalvanic reflex and changes in electrical parameters of dry skin. Medical & Biological Engineering & Computing [online]. 1982, 20(6), 734-740 [cit. 2016-09-02]. DOI: 10.1007/BF02442528. ISSN 01400118.

**Termín zadání:** 6.2.2017

**Termín odevzdání:** 2.6.2017

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato práce se zabývá popisem, vznikem a možnostmi měření psychogalvanického reflexu. Tento fenomén se dá měřit pomocí střídavého i stejnosměrného proudu a obě možnosti snímání jsou v této práci popsány. Psychogalvanický reflex je také uváděn ve spojení s nadprahovým podnětem. Odezvu na tento podnět lze měřit na základě působení potních žláz, které jsou aktivovány a deaktivovány bez vůle člověka. Pozornost je také věnována vlastnostem elektrického proudu na člověka a s tím spojená bezpečnost snímání na živém subjektu.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Psychogalvanický reflex, elektrody, kůže

## **ABSTRACT**

This thesis deals with the description, origin and possibilities of measurement psychogalvanic reflex. Also included will be the proces to measure the phenomen using either AC or DC. Psychogalvanic reflex is also associated with supraliminal stimulus. Activation or deactivation of sweat glands, controlled by free will of man, are responsive to this initiative. Attention is also given the characteristics of the electric current on human beings and the associated security scan on a living subject.

## **KEYWORDS**

Psychogalvanic reflex, electrodes, skin

PETEROVÁ, S. Psychogalvanický reflex. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 71 s. Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Milan Chmelař, Csc..

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Psychogalvanický reflex jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# **OBSAH**

<b>Seznam obrázků</b>	<b>viii</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>x</b>
<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Reakce na vnější nadprahové podněty</b>	<b>2</b>
1.1 Zpracování biosignálu .....	2
1.2 Nadprahový podnět .....	2
<b>2 Psychogalvanický reflex</b>	<b>4</b>
2.1 Historie měření.....	4
2.2 Definice pojmů.....	5
2.3 Vliv potních žláz .....	6
<b>3 Fyziologie kůže</b>	<b>7</b>
3.1 Potní a mazové žlázy .....	7
3.2 Kožní odpor .....	8
3.3 Kožní potenciál .....	9
<b>4 Elektrody</b>	<b>10</b>
4.1 Elektrody pro snímání psychogalvanického reflexu .....	10
4.2 Přejchod elektroda – kůže.....	12
4.3 Unipolární a bipolární snímání .....	13
4.4 Umístění elektrod.....	13
<b>5 Elektrická bezpečnost zdravotnických přístrojů</b>	<b>15</b>
5.1 Legislativa.....	15
5.2 Elektrická bezpečnost psychogalvanometru .....	15

<b>6</b>	<b>Účinky elektrického proudu na člověka</b>	<b>17</b>
6.1	Druh proudu.....	17
6.2	Velikost proudu.....	17
6.3	Dráha proudu .....	20
6.4	Doba průchodu proudu.....	20
6.5	Fyziologický a psychický stav organismu.....	21
<b>7</b>	<b>Operační zesilovače</b>	<b>22</b>
7.1	Parametry uvažované při výběru operačních zesilovačů pro realizaci psychogalvanometru.....	23
7.2	Základní zapojení operačního zesilovače .....	24
<b>8</b>	<b>Blokové schéma</b>	<b>29</b>
8.1	Napájecí zdroj .....	32
8.2	Měřicí část - měření pomocí stejnosměrného proudu .....	33
8.3	Měřicí část - měření pomocí střídavého proudu .....	36
<b>9</b>	<b>Realizace měřiče psychogalvanického reflexu</b>	<b>38</b>
9.1	Výběr obvodu pro vytvoření izolovaného výstupu.....	39
<b>10</b>	<b>Popis bloků psychogalvanometru</b>	<b>41</b>
10.1	Zdroj napájení .....	41
10.2	Generátor trojúhelníkového signálu.....	44
10.3	Kalibrace přístroje a měření kožního odporu .....	51
10.4	Přesný usměrňovač.....	54
10.5	Špičkový detektor.....	57
10.6	Plovoucí výstup.....	59
<b>11</b>	<b>Závěr</b>	<b>61</b>



<b>Literatura</b>	<b>64</b>
<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>67</b>
<b>Seznam součástí</b>	<b>68</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Průběh akčního potenciálu [21] .....	3
Obrázek 2: odezva SPR a SRR [1].....	5
Obrázek 3: Řez kůží [22].....	7
Obrázek 4: Zkreslení signálu v závislosti na použitých elektrodách [8].....	11
Obrázek 5: Ag/AgCl elektrody pro jedno použití užívané ke snímání z pacienta [24]...	12
Obrázek 6: Průřez elektrodou pro měření psychogalvanického reflexu [25] .....	12
Obrázek 7: Rozhraní elektroda kůže a jeho náhradní zapojení [2] .....	13
Obrázek 8: Elektrické oddělení plovoucí části od zbytku obvodu z důvodu bezpečnosti měření na živém subjektu .....	16
Obrázek 9: Vnímání elektrického proudu v závislosti na frekvenci a velikosti elektrického proudu [8] .....	19
Obrázek 10: Schématická značka operačního zesilovače.....	22
Obrázek 11: Neinvertující zesilovač .....	24
Obrázek 12: Invertující zesilovač.....	25
Obrázek 13: Diferenční zesilovač .....	26
Obrázek 14: Invertující (Millerův) integrátor .....	26
Obrázek 15: Komparátor s hysterezí.....	27
Obrázek 16: Sumační zesilovač .....	27
Obrázek 17: Impedanční transformátor.....	28
Obrázek 18: Blokové schéma část 1 - Napájecí část.....	29
Obrázek 19: Blokové schéma část 2a) - Část měřicí pro stejnosměrný proud .....	30
Obrázek 20: Blokové schéma část 2b) - Měřicí část pro střídavý proud .....	30
Obrázek 21: Vnitřní blokové uspořádání izolačního zesilovače HCPL 7800 [23].....	35
Obrázek 22: Principiální zapojení diferenčního zesilovače se zdrojem rozdílového	

napětí [2].....	35
Obrázek 23: Principiální zapojení diferenčního zesilovače se zdrojem soufázového napětí [2].....	36
Obrázek 24: Schéma psychogalvanometru.....	40
Obrázek 25: Zdroj napájení .....	41
Obrázek 26: Stabilizátor a schéma jeho zapojení [34] .....	42
Obrázek 27: Schéma generátoru trojúhelníkového signálu .....	44
Obrázek 28: Průběh signálu pro měření psychogalvanického reflexu .....	46
Obrázek 29: TLC272 a jeho vnitřní zapojení [34], [35].....	49
Obrázek 30: Schéma kalibrace přístroje a měření kožního odporu .....	51
Obrázek 31: Schéma zapojení impedančního transformátoru .....	51
Obrázek 32: Schéma zapojení IC5B .....	52
Obrázek 33: Desetiotáčkový potenciometr a stupnice pro potenciometr .....	53
Obrázek 34: Schéma přesného usměrňovače.....	54
Obrázek 35: Dvoucestně usměrněný signál na výstupu přesného usměrňovače .....	54
Obrázek 36: Voltampérová charakteristika klasické a Schottkyho diody .....	57
Obrázek 37: Schéma zapojení špičkového detektoru.....	57
Obrázek 38: Signál po průchodu špičkovým detektorem [26] .....	58
Obrázek 39: Schéma plovoucího výstupu .....	59
Obrázek 40: Výstup generátoru trojúhelníkového signálu .....	61
Obrázek 41: Výstup z přesného dvoucestného usměrňovače .....	62
Obrázek 42: Signál po průchodu špičkovým detektorem.....	62
Obrázek 43: Realizace generátoru trojúhelníkového signálu, přesného usměrňovače a špičkového detektoru na nepájivém poli .....	63
Obrázek 44: Hlavní prvky psychogalvanometru sestavené na nepájivém poli a ověřena funkčnost generátoru trojúhelníkového impulsu .....	63

# SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Účinky el. proudu na organismus v závislosti na velikosti střídavého proudu s frekvencí 50 Hz [5].....	18
Tabulka 2: Účinky stejnosměrného el. proudu na organismus [36].....	19
Tabulka 3: Seznam součástí .....	68

# ÚVOD

Elektřinu řadíme mezi nejmladší obory fyziky, kdy počátky rozvoje tohoto vědního oboru časujeme do první poloviny 19. století. Od té doby už si my, lidé 21. století, nedokážeme život bez elektřiny představit. Objektem zájmu vědců se stala také interakce elektrického proudu s kůží. V této oblasti se stalo významným fenoménem měření psychogalvanického reflexu (PGR).

Při studiu psychogalvanického reflexu je velká část zájmu věnována elektrickým vlastnostem kůže, zejména její vodivosti. Rozdíly elektrické vodivosti kůže jsou ovlivněny funkcí potních žláz, kdy jejich aktivace způsobí vyměšování potu, díky kterému poklesne elektrický odpor kůže. Potní žlázy se zpravidla aktivují, když je tělo vystaveno emočnímu či fyzickému vypětí, příkladem může být stres před zkouškou, strach nebo úzkost. Tento jev řídí sympatická část vegetativního nervového systému, a tedy ho nelze ovlivnit svojí vůlí. S rozmístěným potních žláz souvisí i umístění elektrod zajišťující snímání psychogalvanického reflexu, kdy nejvíce potních žláz detekujeme na dlaních a chodidlech.

# **1 REAKCE NA VNĚJŠÍ NADPRAHOVÉ PODNĚTY**

Schopnost reakce na vnější podněty je kromě rozmnožování a růstu částí definice organismu. Pro komunikaci s vnějším prostředím si organismy v průběhu evoluce vytvořily receptory, které odpovídají úrovni vyspělosti organismu. Receptory pro detekci vnějších podnětů označujeme jako exteroceptory. Smyslové buňky zpracovávající tento typ podnětů jsou čichové, chuťové, sluchové a zrakové. Z hlediska vnímání našeho okolí jsou také důležitá hmatová tělíska umístěna v kůži (popř. sliznicích) a rovnovážné ústrojí, které slouží k detekování polohy a pohybu těla.

## **1.1 Zpracování biosignálu**

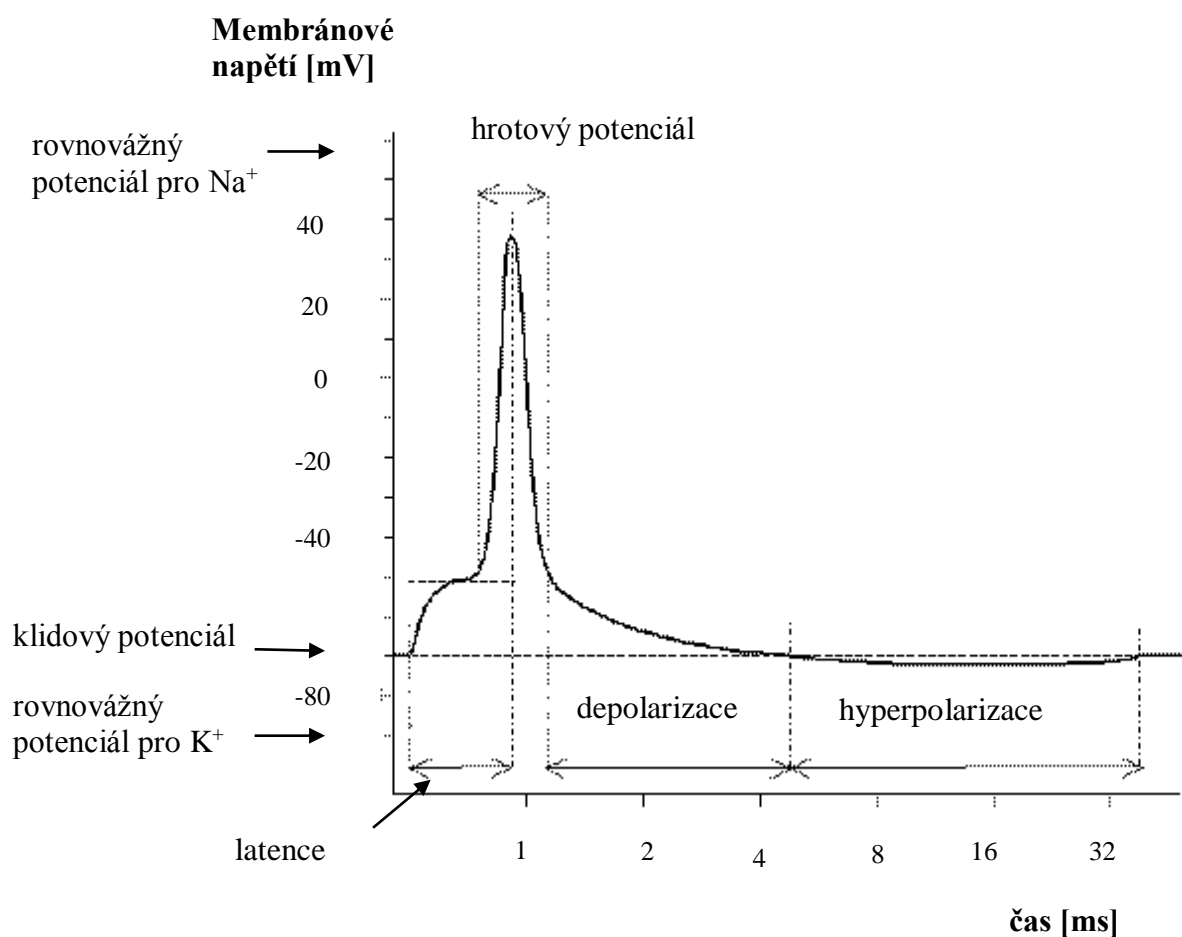
Biosignál, který je schopno lidské tělo zpracovat, může být buď mechanického, chemického, akustického, optického, termického nebo elektromagnetického původu. Po zpracování signálu receptorovými buňkami prochází signál nervovou soustavou. Zde se šíří pomocí synapsí jednotlivých neuronů až do míchy nebo do mozku. Řídící soustava signál zpracuje a pomocí neuronů vyšle zpět adekvátní odezvu. [9][10]

## **1.2 Nadprahový podnět**

K vyvolání odpovědi centrální nervové soustavy na podnět musí být splněno několik předpokladů. Jednou z těchto podmínek je dostatečná intenzita podnětu, dále také musí být funkční příslušný orgán, senzorická a motorická dráha a mozkové centrum odpovídající na daný podnět. Z toho vyplývá, že intenzita podnětu je velmi individuální pojem. Abychom mohli pro daného jedince označit podnět jako nadprahový, musí jím být vnímán. Rozdílnou hladinu zvukového podnětu tedy použijeme na člověka se zdravým sluchem, na člověka se sluchem poškozeným a pro neslyšícího tento podnět použít nelze. Podněty, které vyvolávají nadprahovou odezvu, mohou mít různou podobu. Příkladem z běžné praxe může být třeba slovo, tón, teplo (ofouknutí teplým vzduchem), světelný záblesk apod. [10]

Pokud na lidský organismus působíme nadprahovým (popř. prahovým) podnětem, na buněčné úrovni se jako odezva na tento impulz objeví akční potenciál.

Podstatou změn napětí v buňce je migrace iontů  $\text{Na}^+$  a  $\text{K}^+$  na obou stranách buněčné membrány. Probíhající odpověď na nadprahový stimul znázorňuje obrázek č. 1. Informace o stimulu se šíří tělem do příslušného centra. V závislosti na vyslané odpovědi se potní žlázy aktivují nebo deaktivují. Podle míry vlivu sympatiku či parasympatiku měříme vzestup nebo pokles vodivosti kůže.



Obrázek 1: Průběh akčního potenciálu [21]

## 2 PSYCHOGALVANICKÝ REFLEX

Tímto pojmem označujeme proces, kdy na základě nadprahového stimulu (např. vizuálního, sluchového nebo emočního podnětu) působíme na člověka, kterému se v odpovědi na tento podnět změnila vodivost kůže nezávisle na jeho vůli. Kožně galvanickou reakci (KGR) lze snímat psychogalvanometrem, kdy sledujeme změny odporu kůže na základě snižování či zvyšování aktivity potních žláz.

### 2.1 Historie měření

Přelomovým objevem pro počátky zkoumání psychogalvanického reflexu byl rok 1849, kdy Emil Dubois-Reymons poprvé dokázal, že kůže je elektricky vodivá. Historie počátku měření psychogalvanického reflexu sahá až do roku 1888. V této době se problematikou zabýval francouzský neurolog Charles Féré. Jeho pokusy spočívaly v tom, že přivedl na povrch kůže slabý elektrický proud pomocí dvou elektrod a pozoroval změny při působení vnějších stimulů na pokusnou osobu. Výsledkem měření byl fakt, že při působení podnětu se snížil kožní odpor. Domníval se, že pokles odporu může být způsoben emočním stimulem a tato aktivita může být inhibována léky. [1]

Dalším z vědců, který se v 19. století zabýval touto problematikou, byl ruský fyziolog I. R. Tarchanoff. Na rozdíl od Charlese Férého nepoužíval pro měření elektrický proud, ale měřil pouze rozdíl potenciálů mezi dvěma body na lidské pokožce. V roce 1909 se poprvé objevil pojem psychogalvanický reflex, který byl zaveden O. Veraguthem. Pojem byl použit v jeho publikaci, kde shrnul dosavadní vědění o této problematice. Ve své době používal zkratku PGR (Das psycho-galvanische Reflexphanomen). [1]

Dalšími významnými vědci, kteří se zabývali měřením psychogalvanického reflexu, byli Carmichael, Honeyman, Kolb a Stewart (1941). Tito vědci se zabývali sekreční teorií a domnívali se, že pomocí atropinu lze inhibovat sekreční činnost potních žláz. Výsledky jejich práce přinesly poznatek, že po atropinizaci určitého místa psychogalvanický reflex nevymizel. O pár let později provedl tento experiment Montagu za úplně stejných podmínek a došel k opačným výsledkům. Vaskulární teorie byla také testována za pomoci psychogalvanického reflexu pomocí zaškrcení končetiny obvazem. V tomto případě se PGR výrazně snížil nebo úplně vymizel. [12]



## 2.2 Definice pojmů

V průběhu výzkumu psychogalvanického reflexu se ukázalo jako velmi žádoucí zavést jednotnou terminologii pro proměnné užívané v souvislosti s elektrodermální aktivitou. Grafická prezentace potenciálové a odporové odezvy je na obrázku č. 2

SRR = skin resistance response – odezva kožního odporu

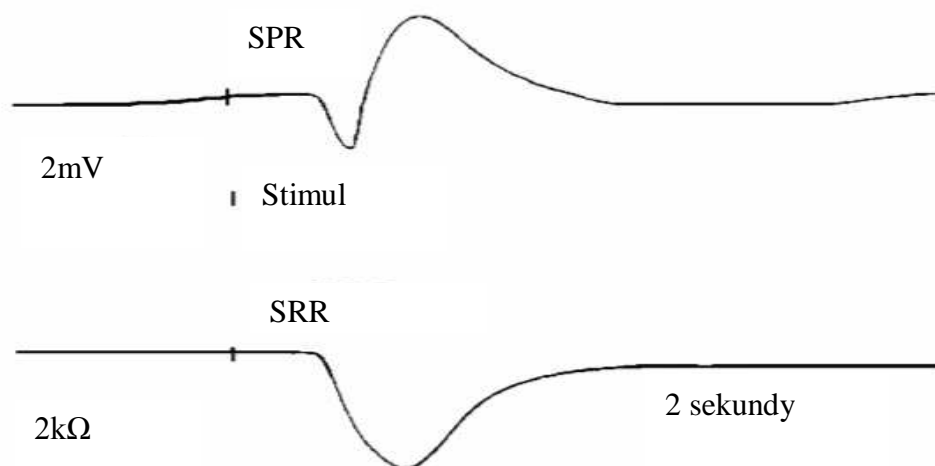
SRL = skin resistance level – úroveň kožního odporu

SCR = skin conductance response – odezva kožní vodivosti

SCL = skin conductance level – úroveň kožní vodivosti

SPR = skin potential response – odezva kožního potenciálu

SPL = skin potential level – úroveň kožního potenciálu



Obrázek 2: odezva SPR a SRR [1]

Uvedené pojmy dělíme na exosomatické a endosomatické. Jako exosomatické označujeme první čtyři a to z toho důvodu, že je můžeme zaznamenat po průchodu proudu kůží aplikovaným externím zdrojem. Poslední dva pojmy tedy klasifikujeme jako endosomatické. SPR a SPL jsou kožní potenciály, tedy měření těchto veličin se nezúčastní elektrický proud. [1]

Vodivost a odpor mají reciproční vztah. SPR a SCR, podobně také SRL a SCL jsou alternativními měřeními pro tentýž jev. Zatímco SRR a SCR jsou zobrazovány jako

monofázické (klesající křivka typická pro odpor a vzrůstající pro vodivost), v případě SPR se jedná o bifázickou odpověď, kde lze pozorovat negativní úsek následován překmitem do kladných hodnot. [1]

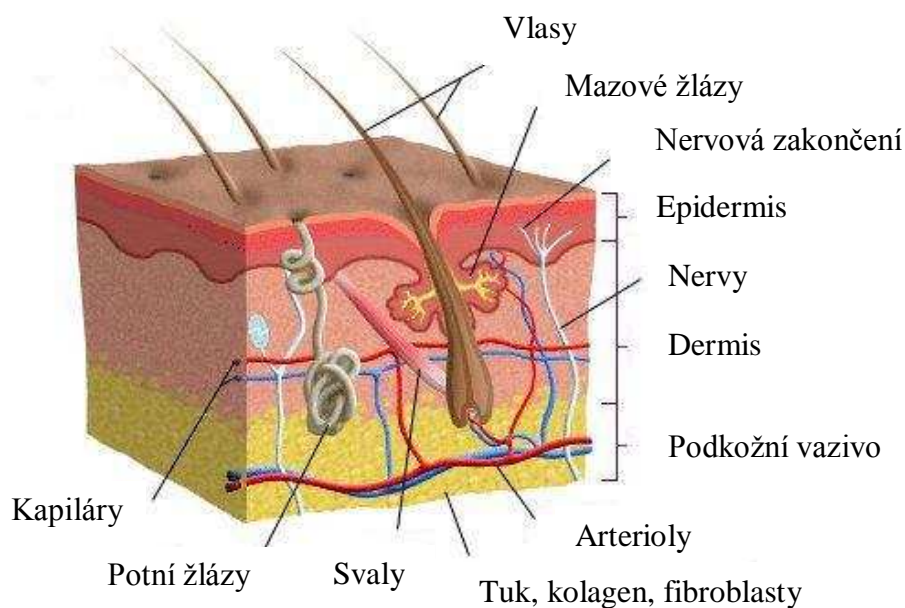
Velikost těchto veličin ovlivňuje mnoho faktorů. Jako příklad lze uvést povahu a koncentraci elektrolytu (tedy výměšku potních žláz), typ elektrod nebo záznamové zařízení. V případě odporu a vodivosti je dalším prvkem ovlivňující měření rozsah a velikost protékajícího proudu. [1]

## **2.3 Vliv potních žláz**

Je obecně přijímaným faktem, že ekrinní potní žlázy jsou zodpovědné za SRL a SRR. K ekrinní sekreci řadíme činnost potních a slinných žláz, které secernují sekret pomocí exocytózy. Aktivita potních žláz není vázána na vůli člověka. Z toho plyne skutečnost, že velikost psychogalvanického reflexu ukazuje míru ovlivnění jedince okolím. [7] [13]

### 3 FYZIOLOGIE KŮŽE

Kůže je komplikovaný orgán, který plní celou řadu životně důležitých funkcí. Nejdůležitější funkcí je označováno zabezpečení integrity organismu. Představuje mechanickou překladu chrání tělo před proniknutím cizích částic, především živých mikroorganismů. Kůže se dále významně podílí na výměně tepla mezi organismem a vnějším prostředím, zúčastňuje se exkreční činnosti organismu a má funkci resorpční. Současně je však kůže i orgánem, ve kterém jsou umístěny receptory pro vnímání většiny teplotních a bolestivých počitků (dotyk, teplo, chlad a bolest). Plocha kožního povrchu u dospělého člověka je 1,6 – 2,0 m<sup>2</sup>. Hmotnost kůže představuje přibližně 1/16 hmotnosti celého těla. Tloušťka kůže mimo podkoží je nejtenčí na očních víčkách 0,1 mm, nejsilnější na ploskách chodidel a dlaních rukou 3,6 mm. Řez vrstvami kůže je zobrazen na obrázku č. 3. [6]



Obrázek 3: Řez kůží [22]

#### 3.1 Potní a mazové žlázy

Potní žlázy byly objeveny v roce 1833 J. E. Purkyněm, jsou dlouhé 2,3 mm a jejich počet v kůži člověka se pohybuje kolem 2 milionů, takže jejich úhrnná délka by představovala zhruba 5 km. pH potu se pohybuje mezi hodnotami 4,0–5,5. Obsah NaCl v potu značně kolísá mezi hodnotami 5–100 mmol/l. Složení potu je velmi významné

při studiu elektrických vlastností kůže a je následující: [6]

29 % volných mastných kyselin

36 % glyceridů a jiných esterů mastných kyselin

32 % sterolů

5 % nenasycených uhlovodíků

dále vitamín E a další vitaminy rozpustné v tucích

## 3.2 Kožní odpor

Hodnoty úrovně kožního odporu (SRL) lidského subjektu se pohybují v rozmezí několika  $k\Omega$  až stovky  $k\Omega$ . Tyto hodnoty jsou závislé na několika faktorech jako hustota proudu, typ elektrolytu atd. Lze také naměřit hodnoty dosahující řádu  $M\Omega$  a to v případě jedince, který spí nebo je utlumen vlivem léků. Při měření tohoto parametru musíme brát také v potaz to, že úroveň kožního odporu kolísá během dne a také v průběhu roku. Významný vliv mají také potní žlázy, které svou aktivací změni vlhkost kůže a tím mění její vodivost. [1]

Odezvu kožního odporu (SRR) pozorujeme jako náhlý pokles rezistance s latencí 1,5 až 3,5 sekundy. Tuto reakci pozorujeme jako odpověď na nadprahový stimul. Změna kožního odporu se pohybuje v rozmezí od stovek  $k\Omega$  do jednotek  $k\Omega$ . V případě SRR jsou sledovány parametry jako doba latence, amplituda, doba trvání a počet odezev. [1]

Pro měření a správnou interpretaci výsledků je nutno použít takový proud, při kterém se kůže nechová jako nelineární odpor. Linearita je zajištěna při použití proudu s proudovou hustotou  $8 \mu A/cm^2$ , pokud bychom použili vyšší proudovou hustotu, objeví se nelinearita V-A charakteristiky kůže. Při měření kožního odporu je také zapotřebí monitorovat teplotu v době průběhu experimentu. [1]

Snímání psychogalvanického reflexu lze provést dvěma způsoby. Při prvním z nich prochází přes snímací elektrody konstantní proud a měříme změny napětí mezi elektrodami. Druhý způsob spočívá v připojení elektrod na zdroj konstantního napětí a vyhodnocujeme změny proudu, který přes elektrody prochází. [1]

### 3.3 Kožní potenciál

Při měření kožního potenciálu, na rozdíl od měření kožního odporu, se jedná o pasivní snímání změn napětí mezi elektrodami. V tomto případě tedy nejsou elektrody připojeny ani ke zdroji konstantního proudu, ani ke zdroji konstantního napětí. Mezi elektrodami tedy neprotéká žádný pracovní proud. Elektrody musí být v tomto případě připojeny na vstup dostatečně citlivého zesilovače s velkým vstupním odporem, který snímané změny kožního potenciálu zesílí na takovou úroveň, aby mohlo být takto získané napětí přiměřeně zpracováno (zobrazením časového průběhu analogového signálu, nebo digitalizováno a následně zpracováno). [1]

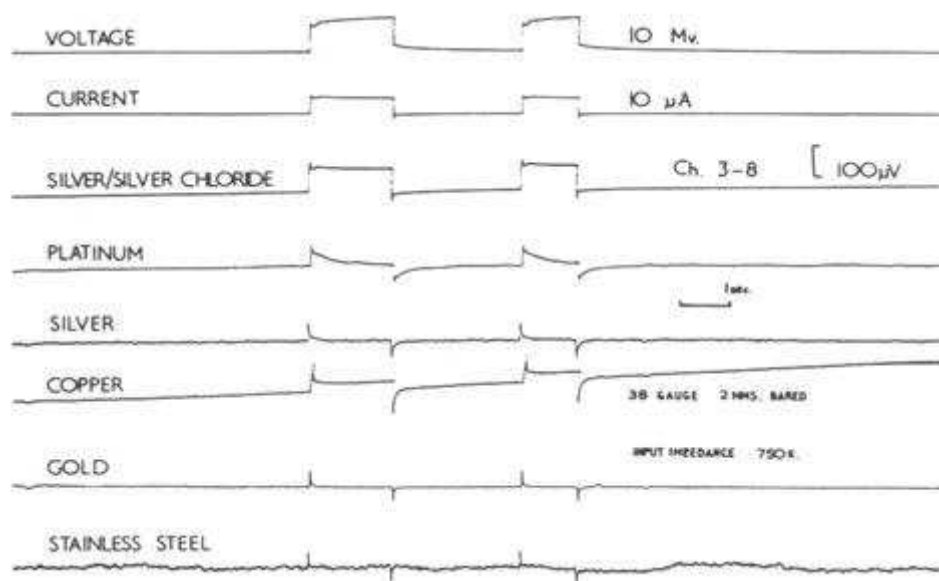
## 4 ELEKTRODY

V lékařské praxi se pro kvalitní stanovení diagnózy vyžaduje snímání velkého množství biosignálů. Tato potřeba zapříčinila rozvoj přístrojů pro snímání těchto signálů, ale také se objevily nové typy elektrod, které toto snímání umožňovaly. Elektrodu považujeme za prvek, který umožňuje spojení mezi biomedicínským přístrojem a pacientem. V dnešní době se používá velké množství elektrod různých typů a rozdělují se podle různých kritérií. Elektrody můžeme rozdělit do mnoha kategorií. Nejobecnějším rozdělením je rozdělení na elektrody, které zprostředkují snímání z povrchu těla, podpovrchové elektrody a mikroelektrody. Základní rozdělení v medicíně je na elektrody diagnostické a terapeutické. [2] [17]

### 4.1 Elektrody pro snímání psychogalvanického reflexu

Výběrem co nejvhodnějších elektrod pro snímání odporu kůže se zabýval D. Lykken. Zjistil, že elektrody s nízkým půlčlankovým napětím vytvářejí také nízký polarizační potenciál, tudíž mají nízký odpor. Velmi dobré vlastnosti mají Ag/AgCl elektrody, které jsou v současné době nejpoužívanějšími elektrodami při snímání biopotenciálů. Jejich základní výhodou je, že při použití těchto elektrod má rozhraní mezi elektrodou a kůží stálé vlastnosti.

Závislost zkreslení signálu přenášeného elektrodami z různých druhů materiálu je vyobrazen na obrázku č.4 (viz text níže). Zde ovšem je také důležitý rozdíl půlčlankových napětí mezi dvojicí stejných elektrod a stabilita rozhraní elektroda-elektrolyt. [1]

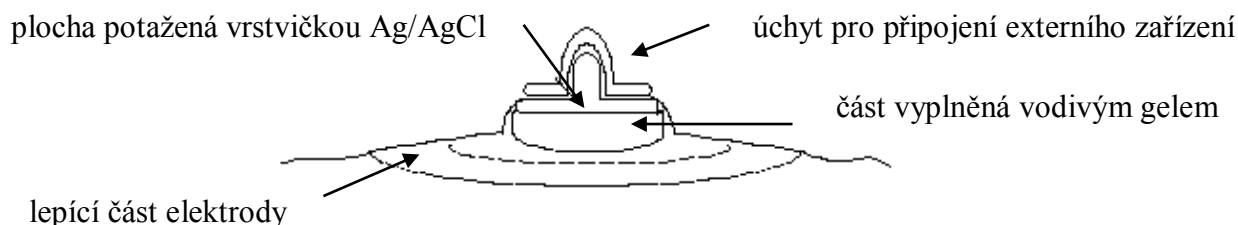


Obrázek 4: Zkreslení signálu v závislosti na použitých elektrodách [8]

Při měření psychogalvanického reflexu se nejčastěji setkáváme s Ag/AgCl elektrodami, které jsou na obrázku č. 6 a popis všech částí je na obrázku č. 5. Z obrázku lze vyčíst, že se elektrody používají s elektrolytem, který je ve formě gelu (aby se udržel mezi elektrodou a kůží). Tyto elektrody se označují jako plovoucí a řadíme je k elektrodám druhého druhu. Jsou charakteristické tím, že tvoří kov a jsou pokryty vrstvou těžko rozpustné soli daného kovu. Podmínkou užití těchto elektrod je tedy i to, že musejí být ponořeny do roztoku elektrolytu, který má se solí společný iont  $\text{Cl}^-$ . Jsou používány v kombinaci s elektrolytem tvořeným čistou vodou s obsahem NaCl nebo KCl. Velmi ceněná je u nich ta vlastnost, že mají stále vlastnosti rozhraní elektroda-kůže. Argentchloridové elektrody s plochou  $1\text{cm}^2$  mají odpor maximálně  $300\ \Omega$  (platí jenom pro samotné elektrody bez vlivu kůže). S rostoucí plochou elektrody klesá odpor přechodu elektroda-kůže. Pokud chceme co nejpřesněji definovat místo snímání, elektrody musí být co nejmenší a úměrně zmenšení plochy elektrod musíme při snímání změn kožního potenciálu zvětšit vstupní odpor zařízení, ke kterému jsou elektrody připojeny. Při měření změn kožního odporu pak musíme volit pracovní proud s přihlédnutím k maximální dovolené proudové hustotě. [1][2][18]



Obrázek 5: Ag/AgCl elektrody pro jedno použití užívané ke snímání z pacienta [24]



Obrázek 6: Průřez elektrodou pro měření psychogalvanického reflexu [25]

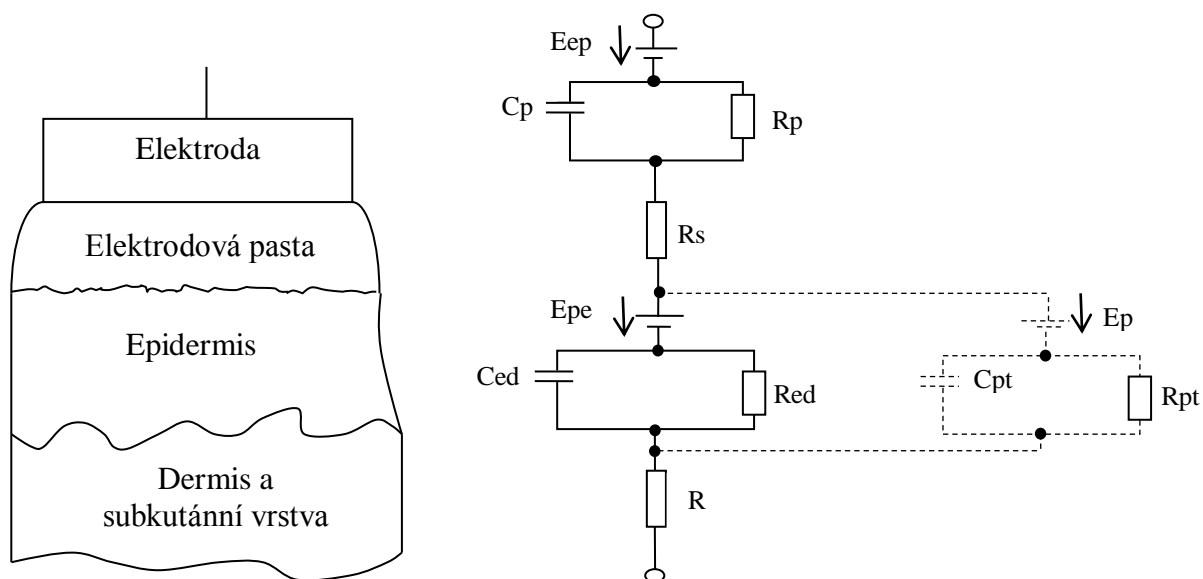
## 4.2 Přechod elektroda – kůže

Pokud prochází stejnosměrný proud mezi párem elektrod a kůží, dochází k polarizaci elektrod. Vrstva, která je tvořena tekutinou obsahující ionty (elektrolyt), je potřebná k vedení elektrického proudu do tkáně. Touto vrstvou může být voda (ve které je rozpuštěna vhodná sůl – např. NaCl nebo KCl) nebo vodivý gel, který je tvořen vodou, soli obsahující ionty a případně dalším příměsí. Tento gel nebo voda vytvářejí vodivou cestu mezi elektrodami a epidermis. Gel je nanášen pouze na malý úsek kůže pod elektrodami. Dalším důvodem využití gelu je snížení odporu povrchu epidermis, který je tvořen především suchou keratinózní vrstvou. Tento odpor můžeme také snížit i namočením kůže. Vodivost kůže lze také zvýšit lokálním zahřátím, což aktivuje potní žlázy a odpor kůže poklesne. Grafické zobrazení rozhraní elektrody – kůže a jeho náhradní zapojení je na obrázku č. 7. [16]

Ponořením elektrody do elektrolytu vytvoříme galvanický půlčlánek. Na tomto



půlčlátku můžeme pozorovat napětí mezi elektrodou a elektrolytem. O velikosti tohoto napětí rozhoduje materiál elektrody a chemické složení elektrolytu. [2] [3]



Obrázek 7: Rozhraní elektroda kůže a jeho náhradní zapojení [2]

$E_{ep}$ ,  $C_p$ ,  $R_p$ ... rozhraní elektroda elektrolyt

$R_s$ ...odpor elektrolytu

$E_{pe}$ ,  $C_{ed}$ ,  $R_{ed}$ ,  $E_p$ ,  $R_{pt}$ ,  $C_{pt}$ ...rozhraní elektrolyt epidermis

$R$ ...odpor dermis, subkutánní vrstvy

### 4.3 Unipolární a bipolární snímání

Pro měření psychogalvanického reflexu se v běžné praxi používají dva typy elektrod. Prvním z typů jsou elektrody unipolární, kdy pracujeme s elektrodou aktivní a referenční. Dalším používaným typem jsou elektrody bipolární. V případě tohoto zapojení jsou obě elektrody aktivní. Pro případy, ve kterých pracujeme s malými proudy, se považuje za vhodnější využít elektrody bipolární (systém je citlivější).

### 4.4 Umístění elektrod

Psychogalvanický reflex se snímá na ruce pomocí elektrod umístěných v oblasti

dlaně a na předloktí. Důvodem snímání v těchto partiích je vysoký výskyt potních žláz. Pro účely našeho měření použijeme lepidlo fixované elektrody. Lze použít i elektrody nelepivé, které se připevňují pomocí pásek k měřenému subjektu. Tento způsob připevnění ovšem může způsobovat artefakty, pokud je pásek málo nebo naopak příliš utažen. [1]

Před umístěním elektrod na kůži je také důležité zkontrolovat integritu kůže. Pokud je kůže v nějakém úseku poškozena a připevníme na toto místo elektrodu, tak výsledek měření nebude validní, protože odpor zde naměřený bude výrazně nižší. Součástí přípravy měření je také očištění kůže roztokem alkoholu a následné vysušení, po kterém by kůže měla zůstat vlhká, ale ne mokrá. Tento typ čištění se provádí z toho důvodu, aby se z epidermis odstranily povrchové látky včetně olejů (např. z kosmetických přípravků), které zapříčiňují větší odpor kůže.[16]

## **5 ELEKTRICKÁ BEZPEČNOST ZDRAVOTNICKÝCH PŘÍSTROJŮ**

Při vývoji a konstrukci elektrických přístrojů je jedním z důležitých parametrů elektrická bezpečnost, která musí být zajištěna bezpečnými elektrickými rozvody, správnou obsluhou a také údržbou. Podle normy je zdravotnický přístroj definován jako elektrický přístroj, opatřený nejvíce jedním připojením ke konkrétnímu síťovému rozvodu a určený ke stanovení diagnózy, k léčení nebo monitorování pacienta pod lékařským dohledem a který má fyzický nebo elektrický kontakt s pacientem a/nebo přenáší energii do pacienta, příp. z něj, nebo takový přenos energie detekuje. Existují také zdravotnické přístroje s vestavěným zdrojem energie, které při své činnosti nejsou spojeny s elektrovodnou sítí. [4] [14]

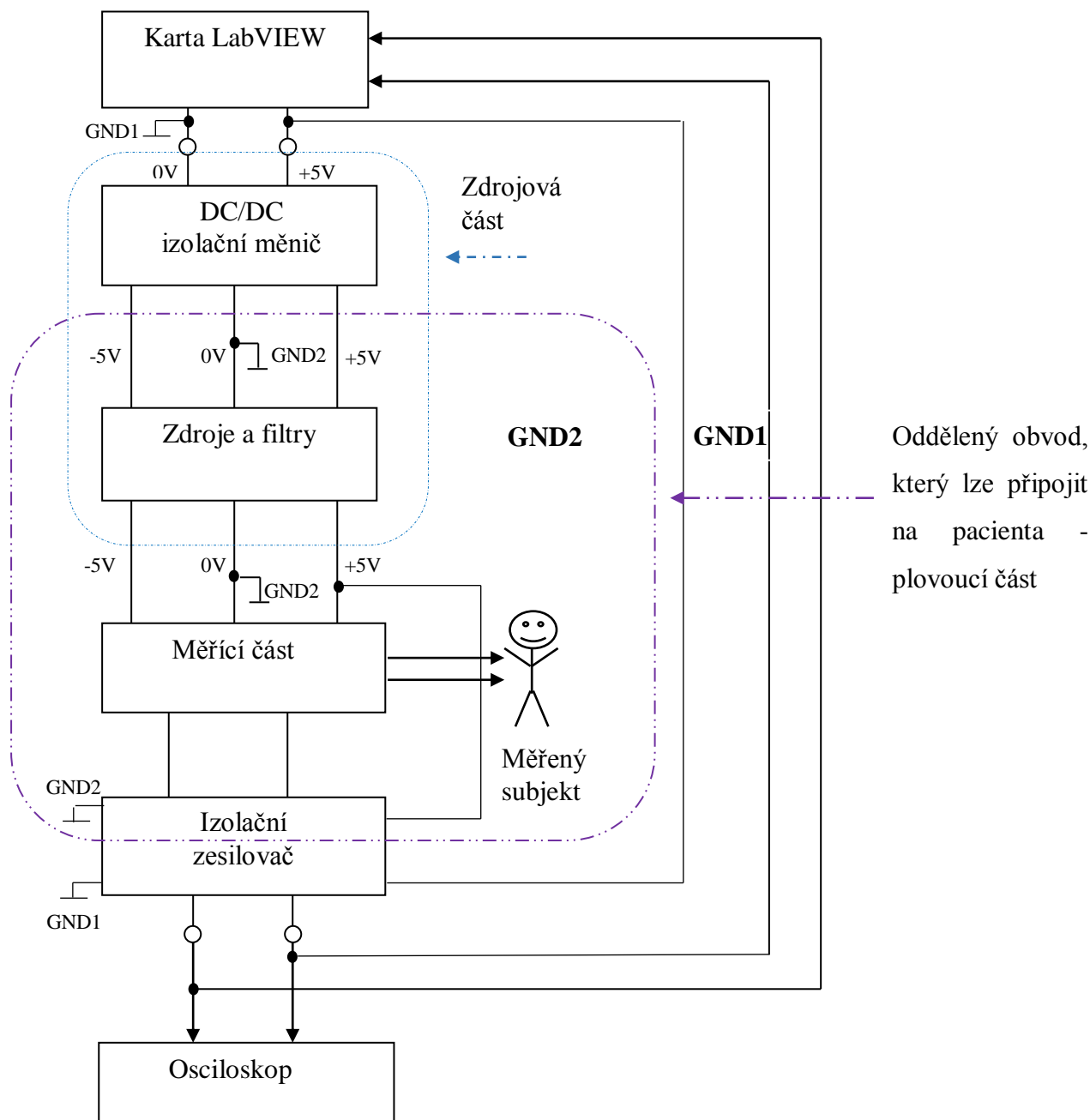
### **5.1 Legislativa**

Dle legislativy řadíme elektrická zařízení ve zdravotnických prostorech do čtyř tříd podle míry rizika jejich užití I, IIa, IIb, III. Klasifikace do těchto tříd se děje na základě devatenácti pravidel definovaných v nařízení vlády č. 336/2004 Sb. Při konstrukci biomedicínských přístrojů se velmi dbá na potlačení nežádoucích účinků elektrického proudu na pacienta a správná funkčnost přístroje musí být pravidelně revidována. Požadavky na tyto zařízení řeší ČSN 33-2000-7-710, také ČSN EN 60601-1:1994 a ČSN EN 60601-1-1 ed.2 (2001). [14][15]

### **5.2 Elektrická bezpečnost psychogalvanometru**

Psychogalvanometr je řazen to třídy I bezpečnosti elektrických přístrojů, která je charakteristická nízkou mírou rizika při používání. Dle normy bezpečné jmenovité napětí na živých částech nesmí přesahovat hodnotu 24 V pro napětí střídavé a pro napětí stejnosměrné byla tato hodnota určena na 60 V. Příložná část tohoto přístroje je typu BF, který poskytuje vyšší stupeň ochrany před úrazem elektrickým proudem (druhý na stupnici 1 - 3). Přístroje s tímto označením mají většinou vodivé propojení člověka s přístrojem realizované pomocí elektrody nebo sondy. V případě přístroje popisovaného v této bakalářské práci je výhodné, že napájení je prováděno pěti volty z karty LabVIEW. Pro splnění podmínek pro elektrickou bezpečnost pacienta (počítač nepatří mezi zdravotnické prostředky) je celá část, ke které je pacient připojen,

plovoucí. To řeší problémy spojené s velikostí unikajících proudů. Na následujícím obrázku č. 8 je vyobrazeno plovoucí oddělení pacienta od napájení z karty LabVIEW. [15]



Obrázek 8: Elektrické oddělení plovoucí části od zbytku obvodu z důvodu bezpečnosti měření na živém subjektu

## 6 ÚČINKY ELEKTRICKÉHO PROUDU NA ČLOVĚKA

Pro posouzení účinku elektrického proudu na člověka bereme v úvahu několik parametrů elektrického proudu jako typ proudu, intenzita a napětí, odpor tkáně, cesta proudu organismem a stav jedince. V závislosti na těchto parametrech můžeme klasifikovat, jestli proud bude organismu prospěšný (elektroléčba) nebo naopak škodlivý. Orgány lidského těla se liší v citlivosti vnímání elektrického proudu a také vodivosti. Kůži si lze představit jako nedokonalý izolační obal těla a to z toho důvodu, že má asi dvacetkrát menší vodivost než sliznice a měkké vnitřní orgány lidského těla. [5]

### 6.1 Druh proudu

Pokud srovnáme působení stejnosměrného a střídavého proudu, stejnosměrný je obecně vzato méně nebezpečný než proud střídavý. Pro oba druhy je společné to, že způsobují rozklad krve a svalové křeče. To zákonitě vede k zástavě dýchání z důvodu neschopnosti organismu okysličovat krev. Vzniklá tepelná energie vyvolává teplené poškození tkání. Množství produkovaného tepla je úměrné kvadrátu intenzity proudu, elektrickému odporu dané tkáně a trvání průchodu proudu. Velký odpor klade kůže a kost, proto nacházíme elektrické popáleniny kůže v místech vstupu a výstupu proudu a rozsáhlé nekrózy tkání obklopující kost, především kosterních svalů. [11]

Střídavý proud je nebezpečnější z toho důvodu, že od určité hodnoty vede k fibrilaci a zástavě srdce. Toto platí zejména pro síťový kmitočet (50 nebo 60 Hz). Vysokofrekvenční proud fibrilaci nevyvolává. Při průchodu stejnosměrného proudu organismem se uplatňují nejvíce elektrolytické účinky. Dráždivý účinek se projeví pouze při zapnutí nebo rychlém zesílení proudu. [11]

### 6.2 Velikost proudu

Závislost účinku proudu je přímo úměrný jeho velikosti a liší se pro střídavý a stejnosměrný elektrický proud. Z přiloženého obrázku (viz níže obrázek č. 9) lze vyčíst, že práh vnímání a účinků elektrického proudu se pohybuje v určitých mezích. Důvodem je různá citlivost vnímání u jednotlivců, kdy spodní hranice křivky odpovídá

citlivějším jedincům a vrchní hranice odpovídá jedincům s nižším sensibilitou. Citlivějším jedincům odpovídají převážně ženy, kdy pro ně byl stanoven práh v průměru o dvě třetiny nižší než pro muže. Důležitým parametrem je také na jakou část těla proud působí. Práh pro vnímání na nejcitlivějším místě na lidském těle (špička jazyku) byl stanoven 45  $\mu\text{A}$ . [5][8]

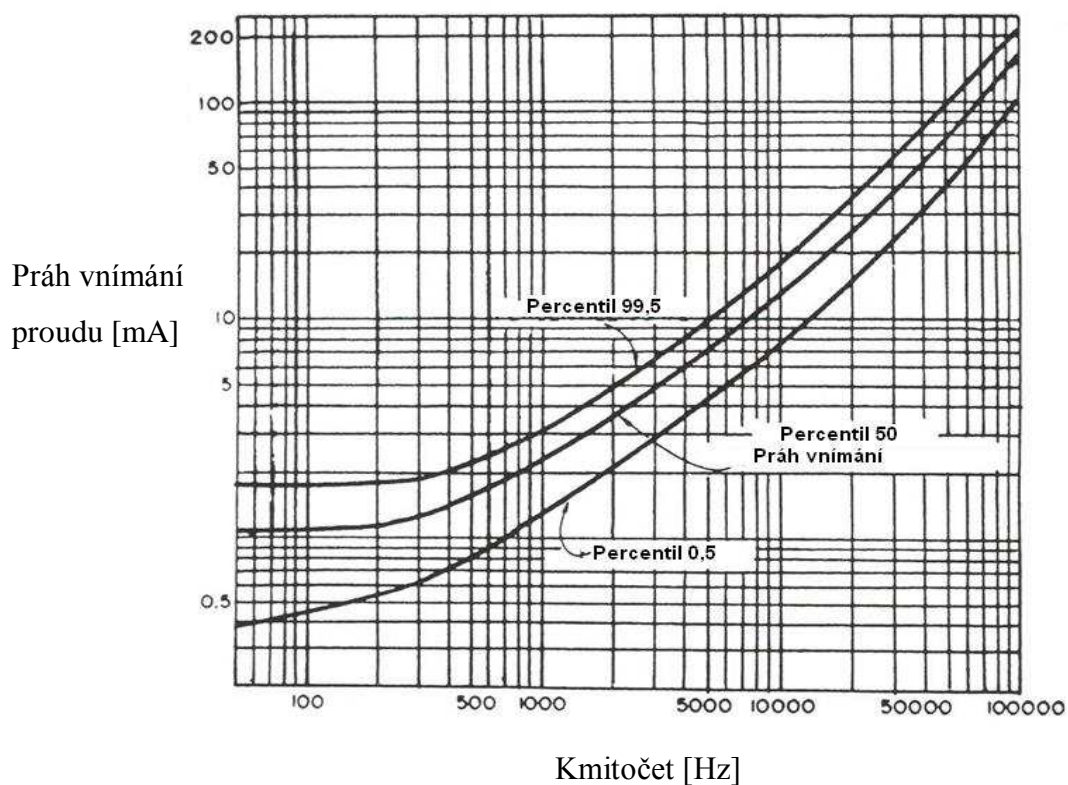
Výrazně nižší hodnoty velikosti elektrického proudu uvádíme v případě, že je do srdce zaveden katétr, který proud přivede do srdce přímo. Pro vyvolání fibrilace komor stačí u citlivých jedinců proud pouze o velikosti 50  $\mu\text{A}$ .

Tabulka 1: Účinky el. proudu na organismus v závislosti na velikosti střídavého proudu s frekvencí 50 Hz [5]

velikost proudu [mA]	Účinky
0,5 – 1	práh vnímání el. Proudu, chvění prstů
1 – 8	podráždění nervů, stoupání krevního tlaku
6 – 15	tetanická křeč (neschopnost se uvolnit)
25	tetanická křeč dýchacího svalstva
60	fibrilace srdeční komory, přechodná zástava srdce
> 80	zástava srdce

Tabulka 2: Účinky stejnosměrného el. proudu na organismus [36]

velikost proudu [mA]	Účinky
0,6 – 3	žádný pocit
5 – 25	svědění, pocit tepla
50 – 80	silný pocit tepla, křeče, obtíže s dýcháním
90 – 100	ochrnutí dýchacích orgánů, tepelné a elektrolytické účinky
500 >	ochromení srdeční činnosti, popáleniny, silné elektrolytické účinky



Obrázek 9: Vnímání elektrického proudu v závislosti na frekvenci a velikosti elektrického proudu [8]

## 6.3 Dráha proudu

Účinky elektrického proudu na lidský organismus jsou také dány dráhou, kudy proud protéká. Proud nikdy neprobíhá v těle přímočaře, ale hledá cestu nejmenšího odporu a může se i větvit. Na míře poškození se uplatňuje mechanická, termická, chemická a elektrolytická složka. [11]

Při průchodu proudu mezi oběma dolními končetinami se objevují křeče zasaženého kosterního svalstva, popálení tkáně v místě průchodu proudu, při průchodu mezi pravou rukou a pravou nohou je jedinec ohrožen křečemi zasaženého kosterního svalstva křečí bránice a popálením tkáně v místě průchodu proudu. Nejnebezpečnějšími drahami jsou ty, které vedou přes hlavu, tedy hlava-ruka, hlava-noha apod. Nebezpečí spočívá v zasažení mozkového centra. Při zasažení hlavy a následném průchodu tělem dochází k zástavě dýchání a srdeční činnosti, křečím kosterního svalstva a při vyšších intenzitách i k tepelnému poškození tkáně. Dále jsou velmi nebezpečné dráhy, které vedou přes srdce a to levá ruka-pravá ruka a levá ruka-levá noha, kdy hrozí fibrilace srdečních komor. [5][11]

Traumatické působení elektrického proudu může vyvolat, vedle výše uvedených okamžitých reakcí organismu, i pozdní (sekundární) patologické změny. I tyto změny mohou jedince bezprostředně ohrozit na životě.

## 6.4 Doba průchodu proudu

Ohrožení lidského organismu se také zvyšuje s dobou, po kterou je tělo elektrickému proudu vystaveno. Důležitou roli zde hraje to, zda proud zasáhl srdce v tzv. vulnerabilní fázi srdeční činnosti (T vlna) a také kolikrát tato fáze byla zasažena. Tato fáze je nebezpečná z toho důvodu, že srdce je velmi náchylné k zástavě. Dalším problémem je také to, že se vzrůstající dobou průchodu klesá impedance organismu a tím dochází ke vzrůstu tělového proudu. Tato skutečnost vedla ke vzniku řízených kardiostimulátorů a k používání synchronizované defibrilace při potlačování fibrilace síní. Tento typ stimulátorů má v podstatě zástupnou funkci poškozeného převodního systému srdce. Naopak neřízené kardiostimulátory generují impulsy s pravidelnou frekvencí a každý impuls vyvolá stah komory. [5]

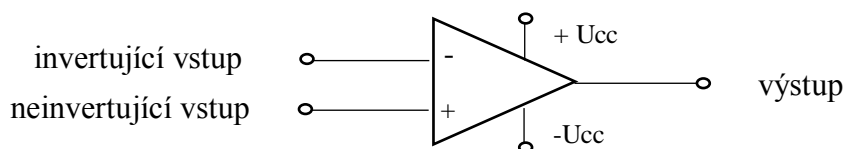


## 6.5 Fyziologický a psychický stav organismu

Fyziologický a psychický stav organismu souvisí s impedancí. Impedance se liší u jednotlivců a také u jednotlivce se mění v závislosti na jeho psychickém stavu. Hodnoty mohou klesnout až na  $400\ \Omega$  pokud se člověk nachází ve stavu únavy či duševní deprese. Tím tedy stoupá velikost tělového proudu a nebezpečí následků. [5]

## 7 OPERAČNÍ ZESILOVAČE

Operační zesilovač je polovodičová součástka vyráběná formou integrovaného obvodu. Je to diferenční napěťový zesilovač. Vyznačují se velkým napěťovým zesílením vstupního rozdílového napětí. Napěťové zesílení  $A_U$  samotného OZ bývá řádově  $10^4$  až  $10^9$ . Zesiluje jak stejnosměrné, tak střídavé napěťové signály. [35]



Obrázek 10: Schématická značka operačního zesilovače

+ Ucc... kladné napájecí napětí

- Ucc... záporné napájecí napětí

Operační zesilovač má dva vstupy (invertující a neinvertující vstup) a jeden výstup. Kromě toho má další vývody - pro napájení, dále může mít vývody pro kmitočtovou kompenzaci a kompenzaci vstupní napěťové nesymetrie. [35]

Přivádíme-li vstupní el. signál na invertující vstup OZ, dojde kromě zesílení, také k posunutí fáze zesíleného výstupního el. signálu o  $180^\circ$  – opačná fáze (invertovat = převrátit, obrátit). Přivádíme-li vstupní el. signál na neinvertující vstup OZ, dojde k jeho zesílení, avšak fázový posun mezi vstupním a výstupním (zesíleným) el. signálem je nulový (fáze se nezmění). [35]

### Požadované vlastnosti operačních zesilovačů:

1. Velké napěťové zesílení  $A_U$  (ideálně  $\infty$  velké). U reálných OZ je velikost výstupního zesíleného napětí omezena především napájecím napětím.
2. Při zesilování střídavého napětí se zesílení směrem k vyšším kmitočtům zmenšuje. Požadujeme tedy velký rozsah zesilovaných frekvencí střídavého napěťového signálu (ideálně: 0 až  $\infty$  Hz).
3. Zesílení by mělo být nezávislé na zatížení výstupu OZ. To znamená, že by ho neměla ovlivňovat velikost impedance zátěže.
4. Malá vlastní spotřeba – typicky řádově mW.

## 7.1 Parametry uvažované při výběru operačních zesilovačů pro realizaci psychogalvanometru

Z hlediska maximálního pracovního kmitočtu operačního zesilovače jsou důležité dva parametry:

1. Šířka pásma použitého operačního zesilovače (Gain Bandwidth Product)
2. Rychlost přeběhu (SR - slew rate)

Dále je také zapotřebí určit zesílení zesilovače v konkrétním případě. Maximální šířka pásma zesilovače při daném zesílení je vyjádřena rovnicí:

$$f_{GBWP} = 10 \cdot G \cdot f_{vstup} \quad (1)$$

Kde je:

$f_{GBWP}$  ... šířka pásma zesilovače

$G$  ... zesílení v daném obvodu

$f_{vstup}$  ... maximální kmitočet vstupního signálu.

Dalším parametrem je rychlost přeběhu (SR – slew rate). Hodnota této veličiny nám vyjadřuje maximální rychlost změny na výstupu, když výstup sleduje vstupní signál. Udává se ve voltech za mikrosekundu (V/ $\mu$ s). Rychlost přeběhu bývá uváděná v katalogových listech operačních zesilovačů. Celková šířka pásma daného operačního zesilovače ( $f_{GPBW}$ ) definuje nejvyšší kmitočet sinusovky, která nebude na výstupu zkreslena vlivem omezení rychlostí přeběhu. To uvádí následující rovnice: [29]

$$SR = \left| \frac{\Delta V_{OUT}}{\Delta t} \right|_{max} \quad (2)$$

Kde je:

$SR$  ... rychlost přeběhu

$\Delta V_{OUT}$  ... změna napětí výstupního signálu

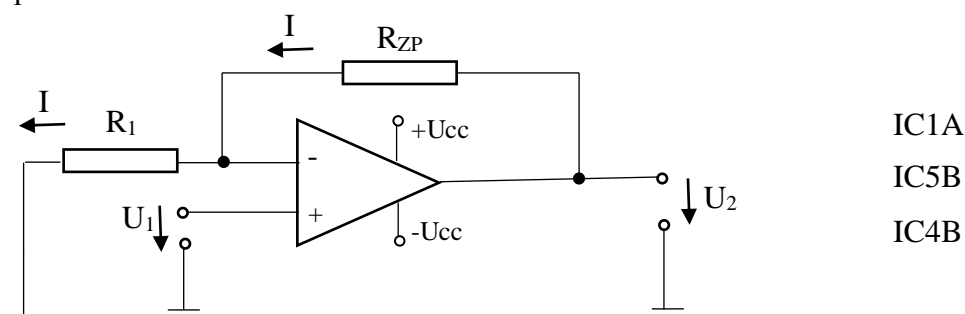
$\Delta t$  ... změna času.

Dalšími důležitými parametry operačních zesilovačů jsou:

- Dovolené maximální napájecí napětí
- Maximální výstupní proud
- Maximální doba trvání zkratu na výstupu operačního zesilovače [29]

## 7.2 Základní zapojení operačního zesilovače

Následující zapojení operačních zesilovačů se vyskytují v bakalářské práci. Označení vpravo od obrázku odkazují na OZ využitý při realizaci psychogalvanometru. Na obrázcích č. 11 až 17 jsou způsoby zapojení operačních zesilovačů, které se vyskytují ve schématu psychogalvanometru. Pod každým obrázkem je také rovnice pro výstupní napětí a zesílení.



Obrázek 11: Neinvertující zesilovač

Neinvertující zesilovač neobrací fázi vstupního signálu. Zesílení vyjadřuje rovnice (6).

$R_1$  ... vstupní rezistor

$R_{ZP}$ ... zpětnovazební rezistor

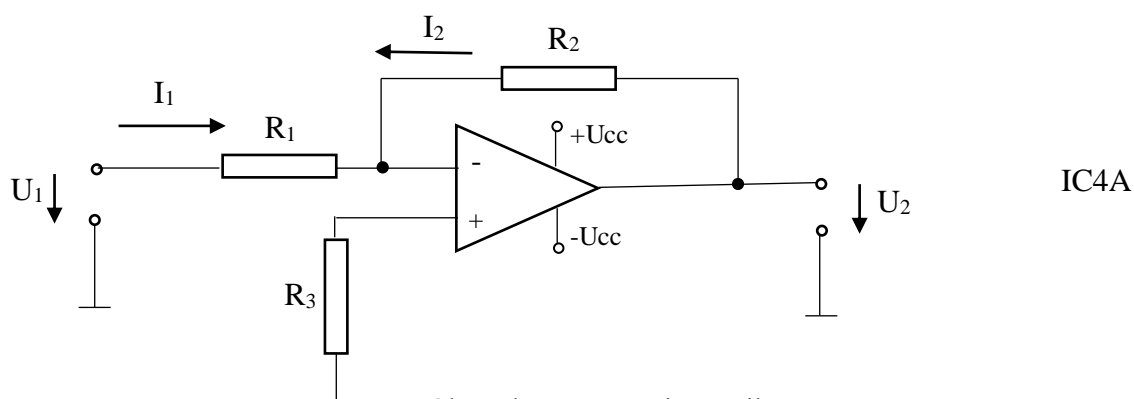
$$U_1 = R_1 \cdot I, \quad U_2 = (R_1 + R_{ZP}) \cdot I \quad (3)$$

$$A_U = \frac{U_2}{U_1} = \frac{(R_1 + R_{ZP}) \cdot I}{R_1 \cdot I} = \frac{R_1 + R_{ZP}}{R_1} \quad (4)$$

$$A_U = \frac{R_1}{R_1} + \frac{R_{ZP}}{R_1} \quad (5)$$

$$A_U = 1 + \frac{R_{ZP}}{R_1} \quad (6)$$

Vstupní napět'ový signál je ve fázi s výstupním zesíleným napět'ovým signálem. Je-li tedy na vstupu např. kladné napětí, na výstupu získáme zesílené napětí téže polarity. [35]



Obrázek 12: Invertující zesilovač

$R_1$  ... vstupní rezistor

$R_2$ ... zpětnovazební rezistor

$R_3$  ... kompenzace vstupní nesymetrie

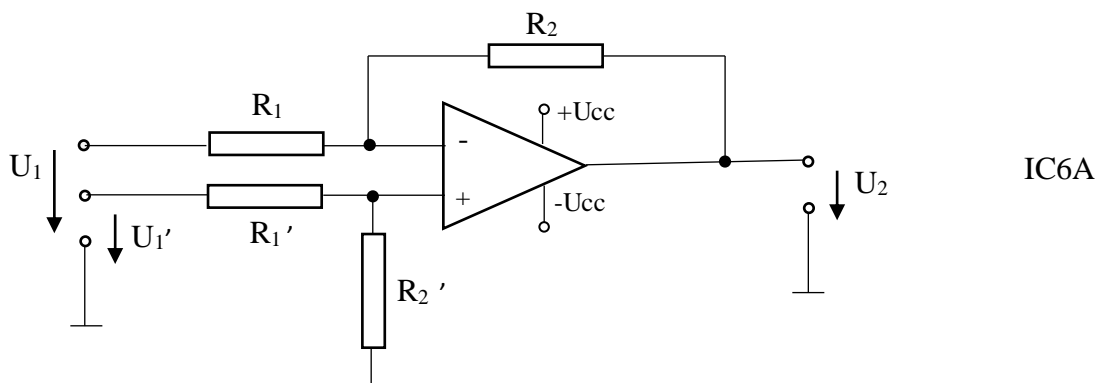
Odvození rovnice pro celkové napět'ové zesílení invertujícího zapojení. Vstup ideálního OZ má nekonečný odpor, neodebírá žádný proud a proto tedy platí:  $I_1 + I_2 = 0$

$$I_1 = \frac{U_1}{R_1}, \quad I_2 = \frac{U_2}{R_2} \quad (7)$$

$$\frac{U_1}{R_1} + \frac{U_2}{R_2} = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{U_1}{R_1} = -\frac{U_2}{R_2} \quad (8)$$

$$A_U = \frac{U_2}{U_1} = -\frac{R_2}{R_1} \quad (9)$$

U tohoto zapojení dojde k fázovému posunu mezi vstupním a výstupním napětím o  $180^\circ$ . Je-li tedy na vstupu např. kladné napětí, získáme na výstupu invertujícího zapojení zesílené záporné napětí a naopak. [35]



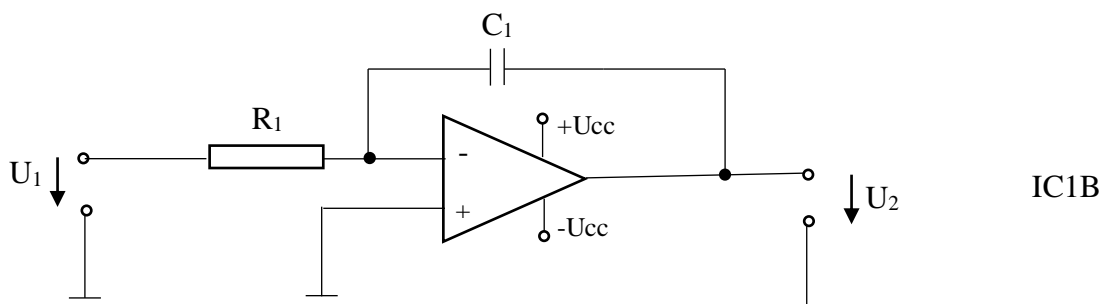
Obrázek 13: Diferenční zesilovač

Toto zapojení se nejčastěji používá pro sledování dvou napěťových signálů s velmi málo odlišnými hodnotami napětí, výstupní napětí je pak úměrné rozdílu napětí na vstupech (OZ zesiluje rozdíl obou vstupních napětí). Má-li diferenční zesilovač skutečně zesilovat jen rozdílové napětí, musí se dodržet podmínka:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_2'}{R_1'} \quad (10)$$

To znamená, že dvojice odporů  $R_1$  a  $R_2$  musí být ve stejném poměru jako  $R_1'$  a  $R_2'$ . velmi záleží na tom, aby použité rezistory byly přesné. Výstupní napětí  $U_2$  je dáno vztahem: [35]

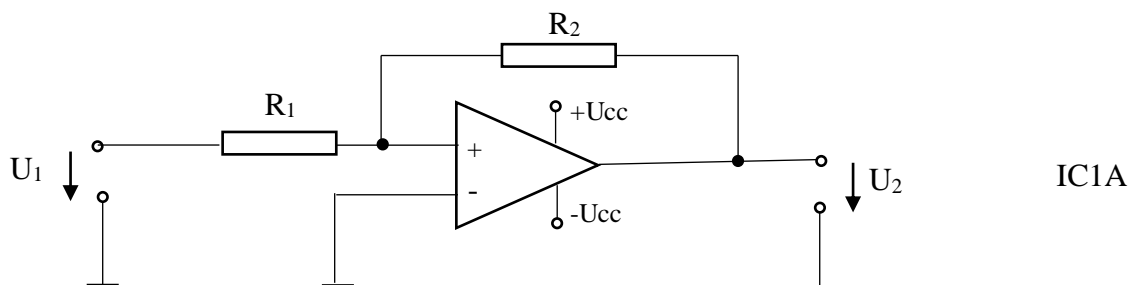
$$U_2 = \frac{R_2}{R_1} \cdot (U_1 - U_1') \quad (11)$$



Obrázek 14: Invertující (Millerův) integrátor

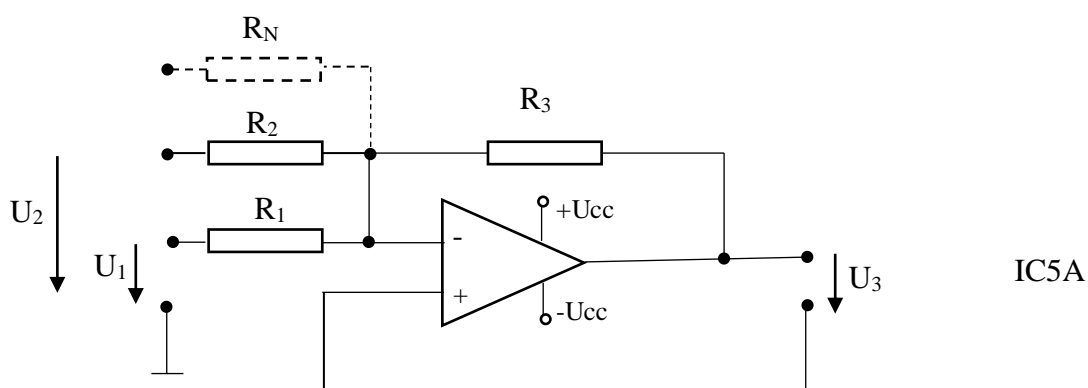
$$U_2 = -\frac{1}{R_1 \cdot C_1} \int_0^t u_1(t) dt \quad (12)$$

Přivedeme-li na vstup OZ signál obdélníkového průběhu, získáme vlivem nabíjení a vybíjení kondenzátoru zapojeného ve zpětné vazbě OZ na výstupu přibližně trojúhelníkové napětí. [35]



Obrázek 15: Komparátor s hysterezí

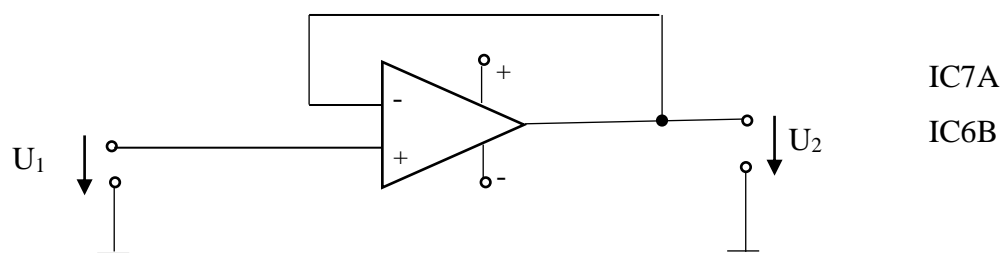
Tento obvod se nazývá také Schmittův klopný obvod. Velikost hystereze se nastavuje rezistory  $R_1$  a  $R_2$  a je zde porovnáváno vstupní a nulové napětí. Výstupní napětí je vždy buď kladné nebo záporné saturační napětí operačního zesilovače.



Obrázek 16: Sumační zesilovač

$$U_3 = -\left(\frac{R_3}{R_1} \cdot U_1 + \frac{R_3}{R_2} \cdot U_2\right) \quad (13)$$

Výstupní napětí je úměrné součtu vstupních napětí a výstupní napětí tohoto invertujícího sumačního zesilovače má opačnou fázi.



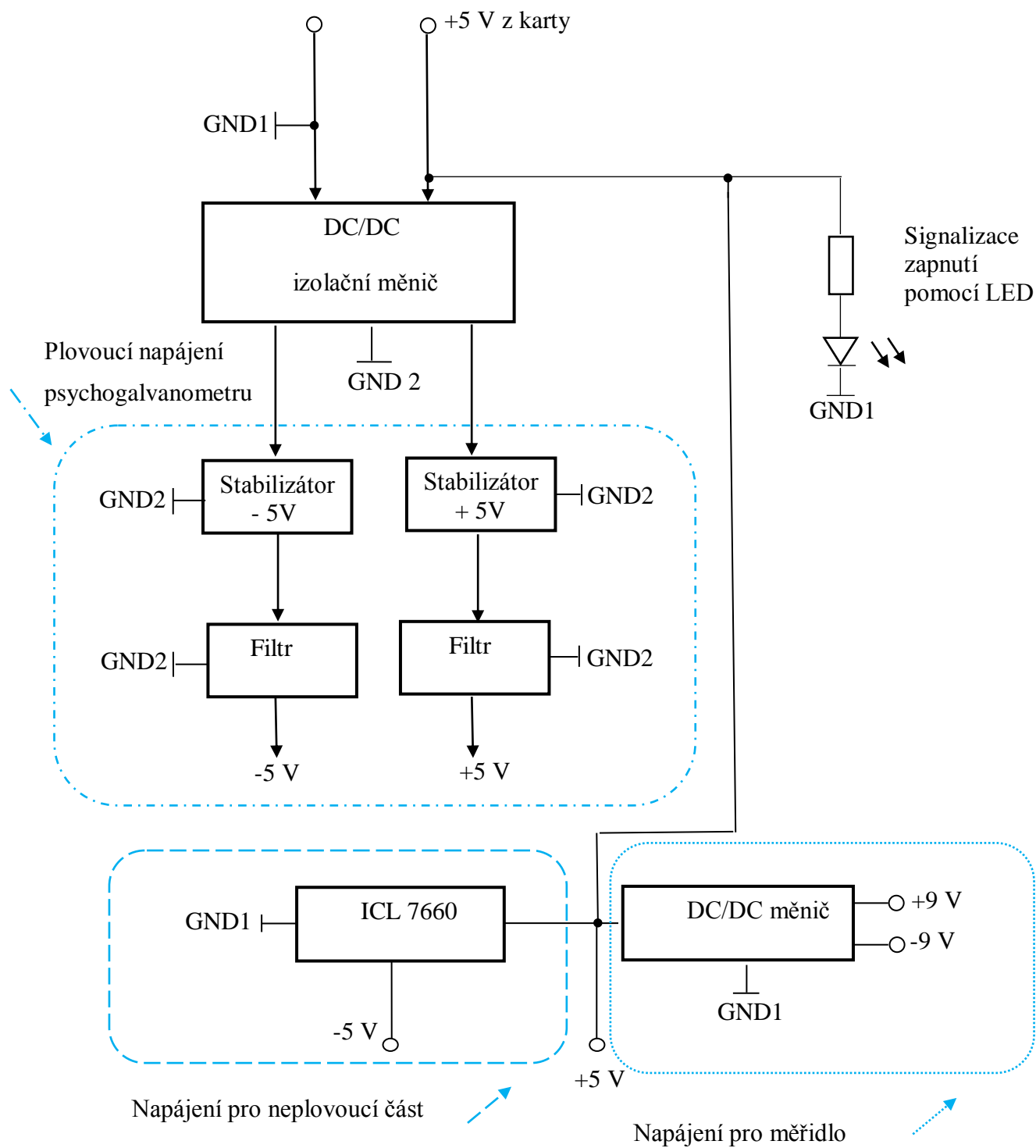
Obrázek 17: Impedanční transformátor

V tomto případě se  $U_1=U_2$ . Vstupní odpor je velmi vysoký a výstupní odpor velmi malý.

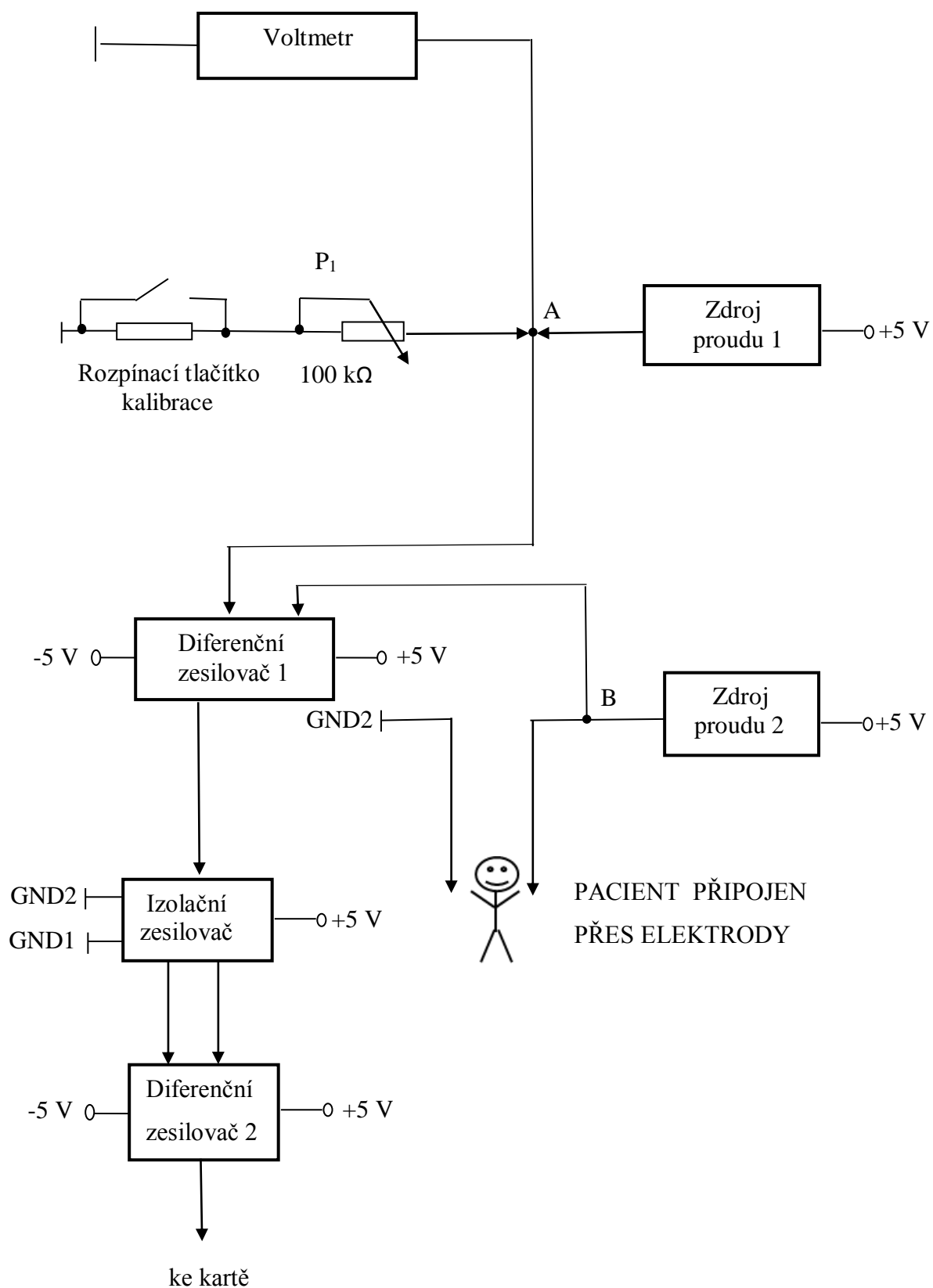


## 8 BLOKOVÉ SCHÉMA

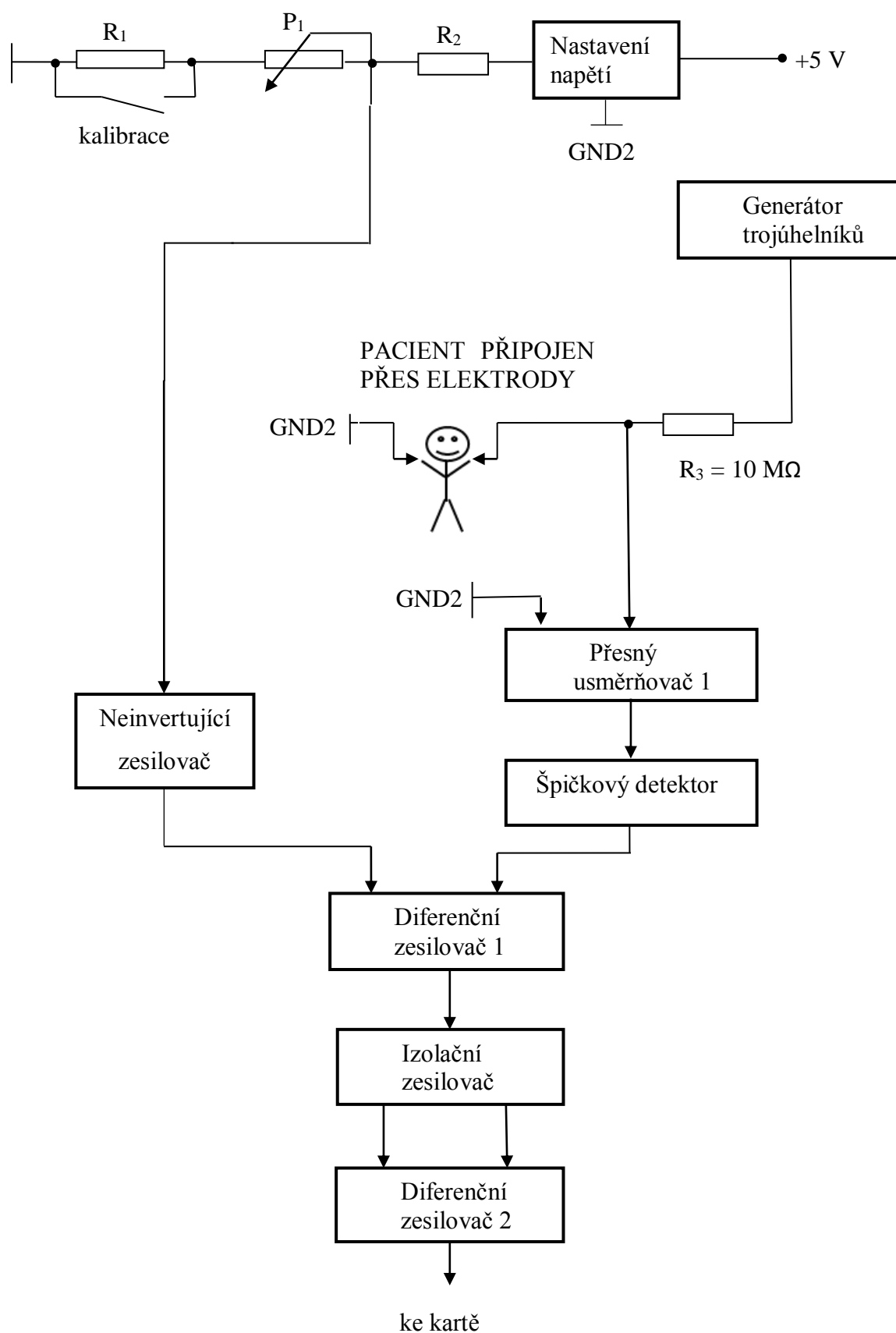
Obrázek 18: Blokové schéma část 1 - Napájecí část



Obrázek 19: Blokové schéma část 2a) - Část měřící pro stejnosměrný proud



Obrázek 20: Blokové schéma část 2b) - Měřicí část pro střídavý proud



Blokové schéma tohoto přístroje bylo vytvořené na základě předpokladu, že pokud máme zařízení spojené s pacientem pomocí elektrod a které je napájené z elektrické sítě, musí splňovat normu ČSN EN 60601-1 2. vydání, ve které jsou shrnuty požadavky na elektrickou bezpečnost a ochranu pacienta před úrazem elektrickým proudem.

Blokové schéma můžeme v podstatě rozdělit na dvě varianty a to podle způsobu vyhodnocování změn elektrické vodivosti kůže. Měření lze provádět jak stejnosměrným, tak i střídavým proudem. Výsledky budou v podstatě stejné, změní se však problémy spojené s polarizací elektrod.

Z hlediska napájení bude zdroj napájení pro obě varianty stejný. Vycházíme z toho, že celý přístroj budeme napájet z desky LabVIEW a na ni také budeme naměřený signál přivádět. Část spojená s pacientem musí být vůči desce LabVIEW plovoucí, aby byla splněna elektrická bezpečnost přístroje daná normou.

## 8.1 Napájecí zdroj

Napájecí zdroj je sestaven z těchto bloků:

1. Izolační DC/DC měnič
  2. Stabilizátory napětí
  3. Filtry
  4. Invertující měnič napětí
- Izolační měnič DC/DC

Tento stejnosměrný měnič napětí provádí základní elektrické oddělení plovoucí části vůči napájecímu napětí, které je odebíráno v mém případě z desky LabVIEW. Tyto měniče mají na svém výstupu impulsní rušení (jsou spínané), které je třeba potlačit. Pro další části přístroje potřebujeme symetrické napájení, proto použijeme měnič, který poskytuje dvě izolovaná výstupní napětí. Impulsní rušení je možno potlačit např. použitím lineárního stabilizátoru. Pro sestavení psychogalvanometru podle navrženého schématu budou vhodné např. měniče z řady AM1D. Běžně jsou u nás k dispozici měniče s izolačním napětím 1000 V. Výhodou izolačních měničů je vysoká účinnost, malá hmotnost a rozměry. Se spínanými zdroji se lze např. setkat ve zdrojích pro napájení notebooků nebo mobilních telefonů.

- Stabilizátor +5 V

Stabilizátor, který je ve schématu použit, má dvě funkce. Jednou z funkcí je

stabilizace napájecího napětí. Tuto stabilizaci je nutno zajistit u DC/DC měniče uvedeného výše, protože jeho vstupní napětí kolísá, pokud se změní vstupní napětí. Dále bude použit jako filtr k odstranění rušení, které se objevilo v důsledku činnosti měniče. Pro tento případ je vhodné použít stabilizátor s nízkým úbytkem napětí.

- Stabilizátor -5 V

Funkce je stejná jako u předešlého stabilizátoru, rozdíl je jen v polaritě vstupního a výstupního napětí.

- Filtr

Proto, aby stabilizátory byly stabilní je nutno na jejich výstup připojit filtrační kondenzátory. Minimální hodnoty kapacit těchto kondenzátorů je doporučena výrobcem v přiloženém katalogovém listu.

- Obvod ICL7660

Je použit jako invertující měnič napětí, pomocí kterého získáme záporné napájecí napětí (-5 V) pro neizolovanou část psychogalvanometru.

## 8.2 Měřicí část - měření pomocí stejnosměrného proudu

V této části je nutné především zajistit to, aby proud protékající elektrodami byl co nejmenší. Vyhovující hodnota jsou např. 2  $\mu\text{A}$  (při ploše elektrody 2  $\text{cm}^2$  je proudová hustota 1  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ). Jako mezní hodnota je v literatuře uváděna proudová hustota 8  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Na základě těchto předpokladů je sestrojeno blokové schéma této části psychogalvanometru [1].

- Zdroj proudu 1

Tento zdroj proudu zajišťuje proud protékající kompenzačním obvodem (spojeným s obvodem kalibrace). Ten je tvořen potenciometrem 100k $\Omega$ . Tato hodnota byla určena jako nejvyšší předpokládaná hodnota kožního odporu, kterou lze naměřit. Realizace tohoto zdroje proudu bude specializovaným integrovaným obvodem.

- Zdroj proudu 2

Tento zdroj proudu zajišťuje proud procházející pacientem. Bude tvořen specializovaným integrovaným obvodem.

- Diferenční zesilovač 1

Tato součástka vyhodnocuje rozdíl napětí mezi uzlem A a uzlem B. Na jeho

výstupu je napětí úměrné rozdílu napětí na jeho vstupu. Pokud jsou napětí uzlu A proti zemi a uzlu B proti zemi stejná, je na jeho výstupu nula. Toho můžeme využít pro stanovení základní hodnoty kožního odporu. Nulovou úroveň tohoto napětí můžeme nastavit podle napětí zobrazeného pomocí LabVIEW.

### Operační zesilovače

Důvodem pro rozsáhlé používání zesilovačů v biomedicínských aplikacích je zvýšení úrovně měřeného signálu a to proto, aby mohlo následně proběhnout kvalitní zpracování signálu. Tyto zesilovače zpravidla pracují tak, že zesílí napětí a tím zvýší napětíovou úroveň signálu. Mezi základní vlastnosti zesilovačů obecně patří: [2]

- vysoký vstupní odpor ( $2 \cdot 10^6 - 10^{10} \Omega$ )
- zanedbatelný unikající proud
- musí pracovat ve stejné šíři pásma jako má biosignál (např. EKG až 1000 Hz)
- malý vlastní šum
- u diferenčních zesilovačů je vyžadován vysoký diskriminační činitel
- snadné nastavení přesné hodnoty zesílení a možnost jeho kalibrace

Obecný vztah pro výpočet zesílení diferenčního zesilovače je

$$\frac{U_{\text{vyst}}}{U_2 - U_1} = \frac{R_2}{R_1} [V, V, V, \Omega, \Omega] \quad (14)$$

ze vztahu vyplývá, že pokud rezistory v obvodu jsou stejné, výsledný hodnota zesílení se bude rovnat 1. Důležitým parametrem diferenčního zesilovače je také diskriminační činitel, který bývá obvykle udáván v decibelech, pro který platí vztah,

$$K_d = 20 \log \left( \frac{A_{\text{rozdíl}}}{A_{\text{soufáz}}} \right) [\text{dB}] \quad (15)$$

kde  $A_{\text{rozdíl}}$ ... zesílení pro rozdílový signál

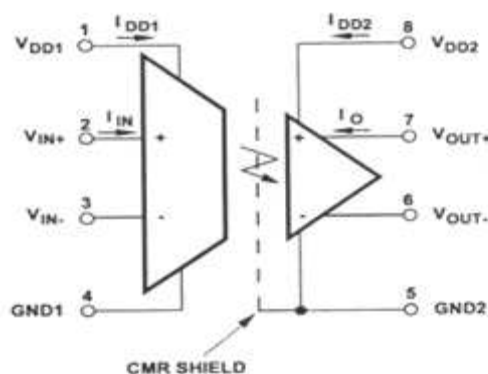
$A_{\text{soufáz}}$ ... zesílení pro soufázový signál

Jako soufázový signál je označován ten signál, který se mění souhlasně na obou vstupech. V případě ideálních podmínek je hodnota diskriminačního činitele rovna nekonečno. Hodnota  $K_d$  u přístrojových zesilovačů užívané pro zesílení např. signálu EKG bývá až 140 dB. [19]

- Izolační zesilovač

Slouží k vytvoření plovoucího výstupu pro kartu LabVIEW. V tomto případě je

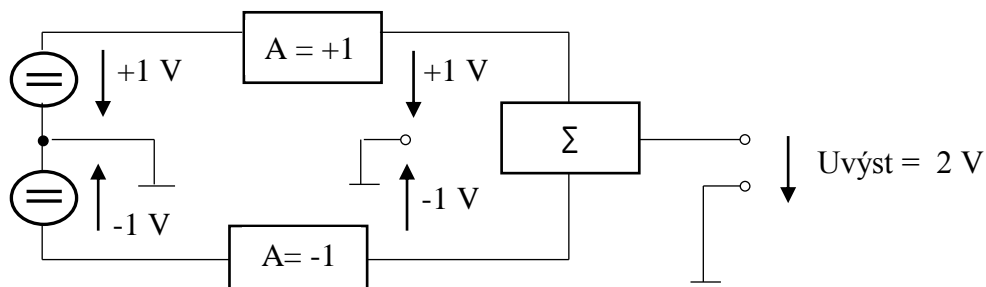
nejjednodušší ke galvanickému oddělení použít optočlen. Tvoří jej dvě vnitřně oddělené části, které musí být napájeny z odlišných zdrojů. Vstupní část z plovoucího zdroje a výstupní část je napájena přímo z karty LabVIEW. Pro přenos analogových signálů jsou nejvhodnější izolační zesilovače s přenosem signálu upraveného ve vysílací části pomocí delta modulace, v přijímací části se signál demoduluje. Mezi vysílací částí a přijímací částí je přenos pomocí optočlenu (např. HCPL 7800). Vnitřní blokové schéma je na obrázku č. 21, kde lze vidět šipkou oddělené dvě části, které zajišťují vzájemnou izolaci obou částí.



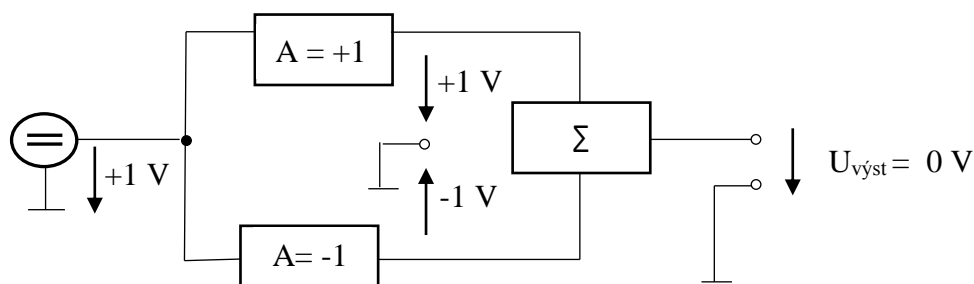
Obrázek 21: Vnitřní blokové uspořádání izolačního zesilovače HCPL 7800 [23]

- Diferenční zesilovač 2

Tento zesilovač je nedílnou součástí izolačního zesilovače (viz doporučené zapojení výrobce – např. obvod HCPL7800). Pomocí změny zesílení tohoto zesilovače lze nastavit celkovou citlivost přístroje. [23]



Obrázek 22: Principiální zapojení diferenčního zesilovače se zdrojem rozdílového napětí [2]



Obrázek 23: Principiální zapojení diferenčního zesilovače se zdrojem soufázového napětí [2]

Z modelů diferenčního zesilovače z obrázků č. 22 a 23 si můžeme představit diferenční zesilovač jako prvek, který má část invertující, neinvertující a výstup těchto členů přichází na vstup sčítače. V praxi není možné dosáhnout při soufázovém napětí nulu na výstupu, jak je znázorněno na obrázku 23. Z tohoto důvodu nemůže být diskriminační činitel nekonečně velký, i když v praxi dosahuje vysokých hodnot (až 140dB). [2]

- Voltmetr

Pomocí voltmetru měříme napětí na vyvažovacím potenciometru. Pomocí něj stanovujeme základní hodnotu kožního odporu.

### 8.3 Měřicí část - měření pomocí střídavého proudu

Výhodou je menší ovlivnění měřené veličiny elektrodami, nevýhodou je vyšší složitost celého zapojení.

- Generátor trojúhelníkového signálu

Pro vlastní měření byl použit trojúhelníkový průběh napětí, který je vytvářen generátorem. Zde předpokládáme symetrické napětí, takže trojúhelníkové napětí se bude měnit mezi nejvyšší kladnou a nejnižší zápornou hodnotou. Pacient je k tomuto generátoru připojen přes velký rezistor, např. 5 MΩ. Bude-li napětí generátoru 5 V, pak přes tento rezistor poteče proud 1 μA. Při předpokládané nejvyšší hodnotě kožního odporu 100 kΩ jsme si tak vytvořili jednoduchý generátor proudu. Z toho je pak napájen obvod pacienta.

- Přesný usměrňovač

Vlastní změny napětí odpovídající změnám, které jsou vyvolány psychogalvanickým reflexem, jsou vlastně obálkou úbytku trojúhelníkového napětí na odporu pacienta. Proto je musíme usměrnit. To provedu pomocí přesného dvojcestného



usměrňovače.

- Špičkový detektor

V této části obvodu se detekuje špičkové napětí signálu přicházející z přesného usměrňovače. Tento detektor zde byl umístěn hlavně z toho důvodu, aby bylo možno dále pracovat s maximální možnou hodnotou signálu. Je však potřeba zajistit, aby výstupní napětí špičkového detektoru stačilo sledovat změny kožního odporu vyvolané psychogalvanickým reflexem. Vzhledem k tomu, že změny kožního odporu nejsou příliš rychlé, není problém toho dosáhnout. Špičkový detektor jsme testovali a upravili jeho vlastnosti tak, aby pro náš účel vyhověl.

- Izolační zesilovač a diferenční zesilovač 2

Jejich funkce je stejná jako v blokovém schématu pro měření pomocí stejnosměrného proudu.

## 9 REALIZACE MĚŘIČE

### PSYCHOGALVANICKÉHO REFLEXU

Schéma měřiče lze rozdělit do několika částí:

- zdroj napájení
- generátor trojúhelníkového signálu
- kalibrace a měření kožního odporu
- přesný usměrňovač
- špičkový detektor
- plovoucí výstup

Důležitým krokem při návrhu vlastního zařízení je také vypočítat, s jak velkými proudy, odpory a napětími budeme pracovat. Velikost proudové hustoty, kterou přístroj generuje je omezen normou o bezpečnosti zdravotnických přístrojů. Maximální povolená hodnota je  $20 \text{ mA/cm}^2$ . Tuto podmínku dle přiložené tabulky bez problému přístroj splňuje.

Všechna schémata přiložená v bakalářské práci jsou vytvořena v bezplatné verzi programu EAGLE 8.1.0 Light. Celé schéma je dále na obrázku č. 24.

Při návrhu zařízení je důležitý výběr aktivních součástek. Ty musejí splňovat podmínky správné funkce jak z hlediska maximálního kmitočtu, tak i z hlediska proudového zatížení. Výběr těchto prvků můžeme rozdělit na dvě skupiny. Tou první jsou použité operační zesilovače (sem lze započítat obvody pro plovoucí výstup) do druhé skupiny pak patří prvky související s napájením zdroje.

Pro měření psychogalvanického reflexu jsme zvolili měření pomocí střídavého proudu. Funkce navrženého systému je následující:

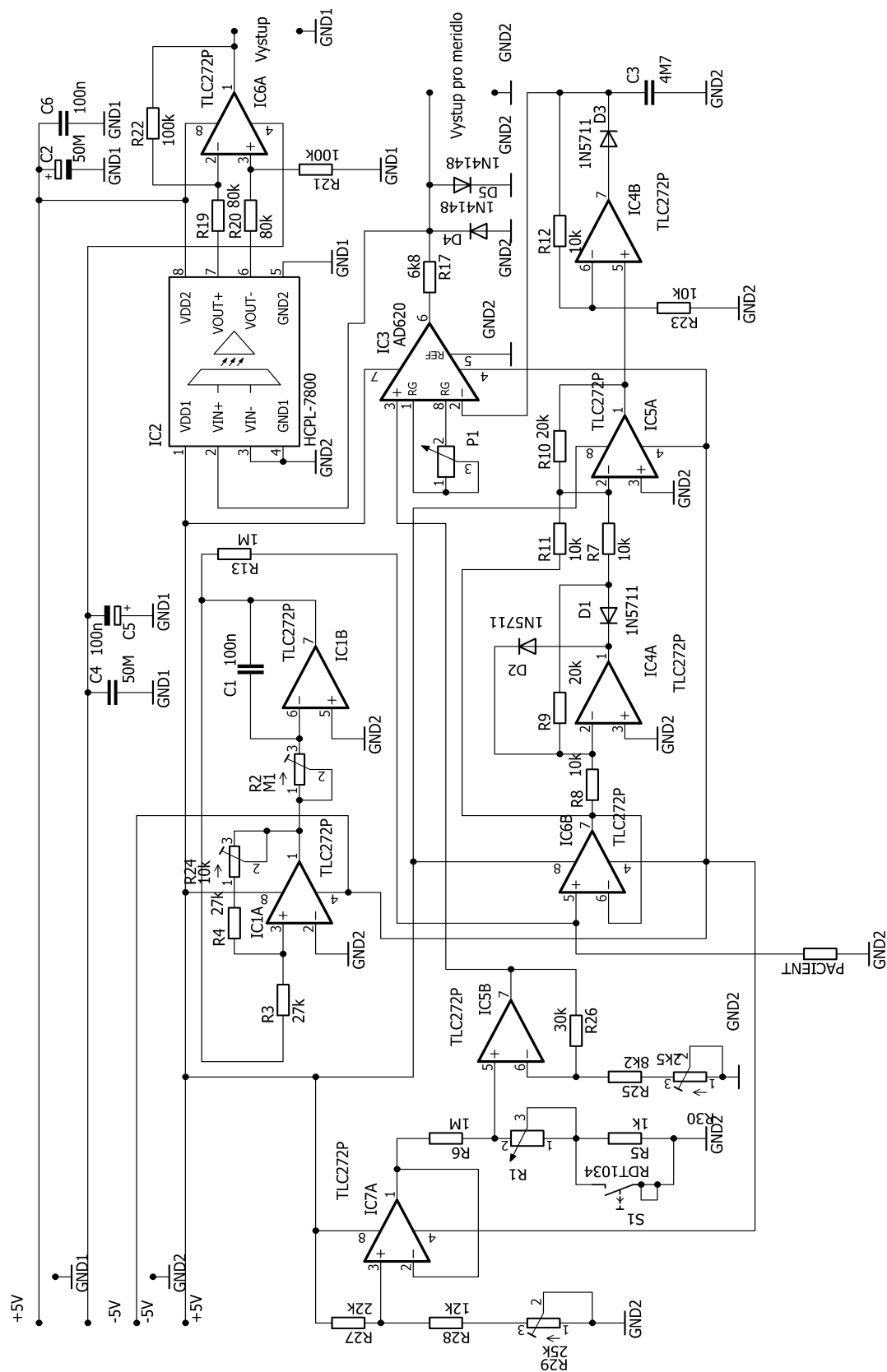
Měřicí obvod je napájen generátorem trojúhelníkového napětí, které má nulovou střední hodnotu. Toho je dosaženo tím, že plocha trojúhelníků nad i pod časovou osou je stejná. V sérii s výstupem generátoru trojúhelníků je zapojen rezistor s velkou hodnotou odporu, který omezuje proud tekoucí měřeným subjektem, aby nebyla překročena maximální doporučená proudová hustota ( $8 \mu\text{A/cm}^2$ ).

Abychom získali časový průběh psychogalvanického reflexu, musíme úbytek

napětí snímány z odporu pacienta usměrnit. K tomu je použit přesný usměrňovač, jehož výstup je veden na špičkový detektor. Toto napětí je porovnáváno se stejnosměrným kompenzačním napětím a to pomocí přístrojového zesilovače, u kterého máme možnost snadno nastavit (jedním prvkem) zesílení a tím i citlivost celého přístroje. Výstup přístrojového zesilovače je přiveden na vstup izolačního zesilovače, pomocí kterého, je vytvořen plovoucí výstup. Kalibrace je prováděna změnou v kompenzačním obvodu. Celek je napáje z desky LabVIEW.

## **9.1 Výběr obvodu pro vytvoření izolovaného výstupu**

Pro vytvoření izolovaného vstupu nebo izolovaného výstupu se u lékařských přístrojů používají nejčastěji optočleny. Použití optočlenu je velice výhodné, protože s malým počtem součástek dosáhneme požadovaného výsledku. Z hlediska přenášeného signálu můžeme optočleny rozdělit v podstatě do dvou skupin. První skupinu tvoří optočleny pro přenos impulzního signálu, druhou pak optočleny, které dovolují přenos signálu analogového. V našem případě použijeme optoelektronický obvod ze skupiny, která přenáší analogový signál. Mezi takové obvody patří např. integrovaný obvod HCPL7800. Tento obvod převádí vstupní analogový signál na impulzový pomocí modulace delta, tento impulzní signál se pomocí paprsku přenesení do druhé části obvodu, kde je demodulován a výstupním signálem je opět signál analogový. Tento obvod má dvojí napájení, které je navzájem od sebe izolované.

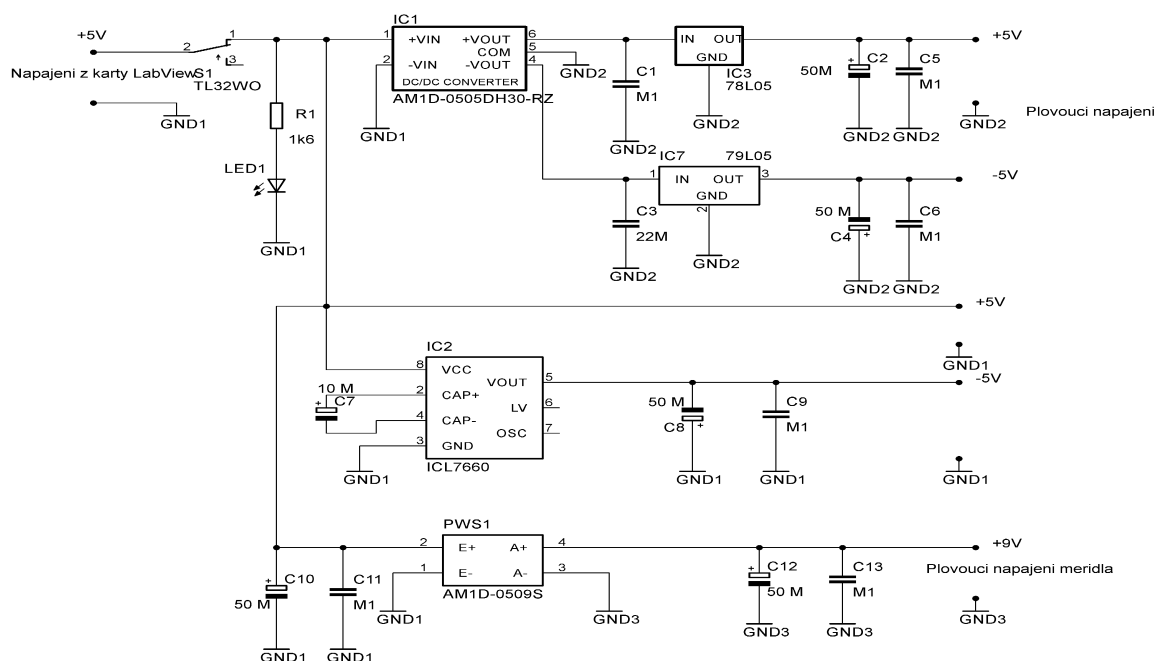


Obrázek 24: Schéma psychogalvanometru

# 10 POPIS BLOKŮ

## PSYCHOALVANOMETRU

### 10.1 Zdroj napájení



Obrázek 25: Zdroj napájení

Zdrojem energie pro napájení přístroje je napětí +5 V z USB počítače, ke kterému je deska LabVIEW připojena. Součástky pro tento zdroj musely být vybrány tak, aby odpovídaly požadavkům na použité napětí, dovolené proudy a v případě DC/DC oddělovacích měničů i odpovídajícího izolačního odporu.

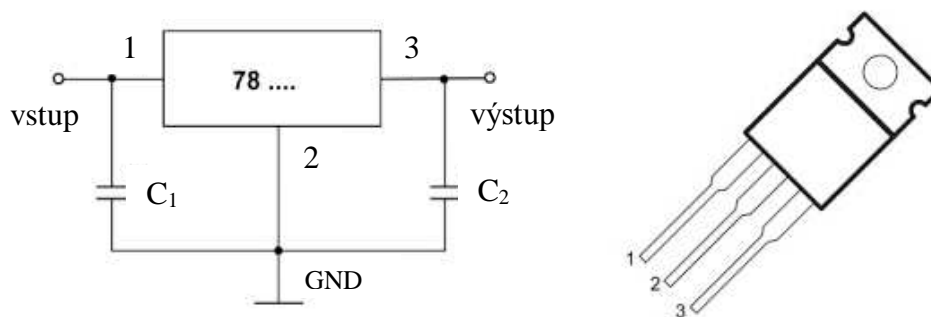
Měření střídavým proudem jsme dali přednost před stejnosměrným proudem proto, aby nedocházelo k polarizaci elektrod. Z toho pak plyne, že u všech obvodů je nutno zvolit symetrické napájení. Navíc je nutno brát v úvahu, že část přístroje (která je připojena na měřený subjekt) musí být plovoucí ve vztahu k desce LabVIEW. Pro splnění výše uvedených podmínek musí zdroj obsahovat následující části:

1. DC/DC oddělovací měnič se vstupním napětím +5 V (z desky LabVIEW), který

má dvě výstupní napětí pro symetrické napájení plovoucí části (+5 V a -5 V). Slouží jako zdroj napájení součástek, které jsou galvanicky odděleny a uzemněny na GND2.

2. Pulzní měnič, vytvářející napětí -5 V, který slouží k napájení výstupního zesilovače, jehož výstup je spojen se vstupem desky LabVIEW. Tato část tedy generuje napětí pro napájení té části přístroje, která je uzemněna na GND1.
3. DC/DC oddělovací měnič se vstupním napětím +5 V (z desky LabVIEW) a výstupním napětím 9 V, který slouží k napájení digitálního indikátoru vyvážení přístroje. Tento indikátor musí mít napájení oddělené od měřeného napětí.

Stabilizátory typu 78L05 pracují tak, že stabilizuje výstupní napětí při změnách vstupního napětí nebo při změně zatěžovacího proudu. Při překročení minimálního vstupního napětí se na výstupu začne objevovat napětí, které při dalším zvyšování zůstane téměř na konstantní hodnotě. Vstupní napětí můžeme zvyšovat až do maximální hodnoty a na výstupu budeme mít pořád požadované stabilizované napětí. Způsob zapojení stabilizátoru je na obrázku č. 26.[30]



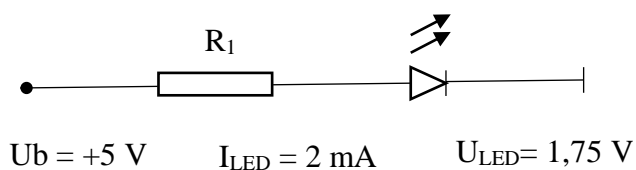
Obrázek 26: Stabilizátor a schéma jeho zapojení [34]

Hodnota kondenzátoru C<sub>7</sub> byla určena z příslušného katalogového listu na 10 μF. [30] Před stabilizátor 78L05 je připojen kondenzátor C<sub>1</sub>, který má hodnotu 100 nF. [31]. Druhý ze stabilizátorů 79L05 má na vstupním pinu kondenzátor C<sub>3</sub> 22 μF. [32].

Zbylé kondenzátory v tomto schématu mají funkci blokovací. Tyto kondenzátory slouží jako krátkodobé zdroje energie při rychle změně zatěžovacího proudu obvodu. Než na tuto změnu zareaguje zdroj, kondenzátory se vybíjejí a částečně kompenzují

krátké snížení napětí. Blokovací kondenzátory také slouží k vyrovnávání špičkového odběru (při změnách odběru proudu integrovaných obvodů). Pracují tak, že pokud bude na napájecím napětí rušivý signál, tak kondenzátor představuje pro tento rušivý signál zkrat a tím se zajistí to, že se nebude šířit dál. Hodnoty těchto kondenzátorů udává výrobce. Používá se kombinace elektrolytického s hodnotou 50  $\mu\text{F}$  a keramického kondenzátoru 100 nF. [30]

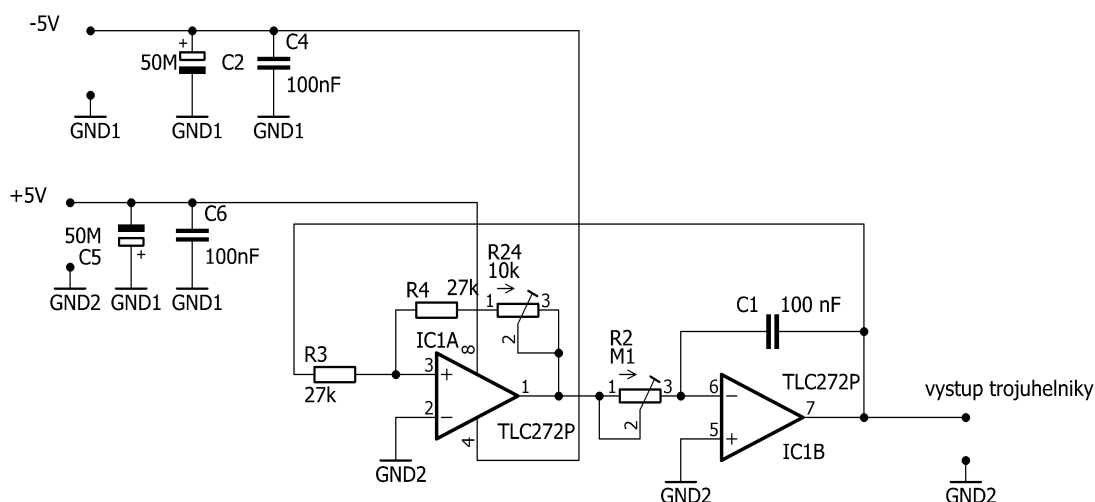
Součástí zdroje napájení je také LED, která signalizuje zapnutí přístroje. LED se vyrábějí v různých barevných provedeních např. zelené, červené, bílé. Volíme úspornou LED červené barvy, typ L-934LID, která má úbytek napětí při 1,75V 2mA.



$$R_1 = \frac{U_b - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1,75}{0,002} = 1,625 \text{ k}\Omega \quad (16)$$

Rezistor  $R_1$  volíme z řady E24 s hodnotou 1,6 k $\Omega$ . Vzhledem k tomu, že jsme nepatrně zmenšili hodnotu odporu, dojde ke zvýšení proudu diodou. Ovšem tato změna je tak malá, že ji lze zanedbat.

## 10.2 Generátor trojúhelníkového signálu



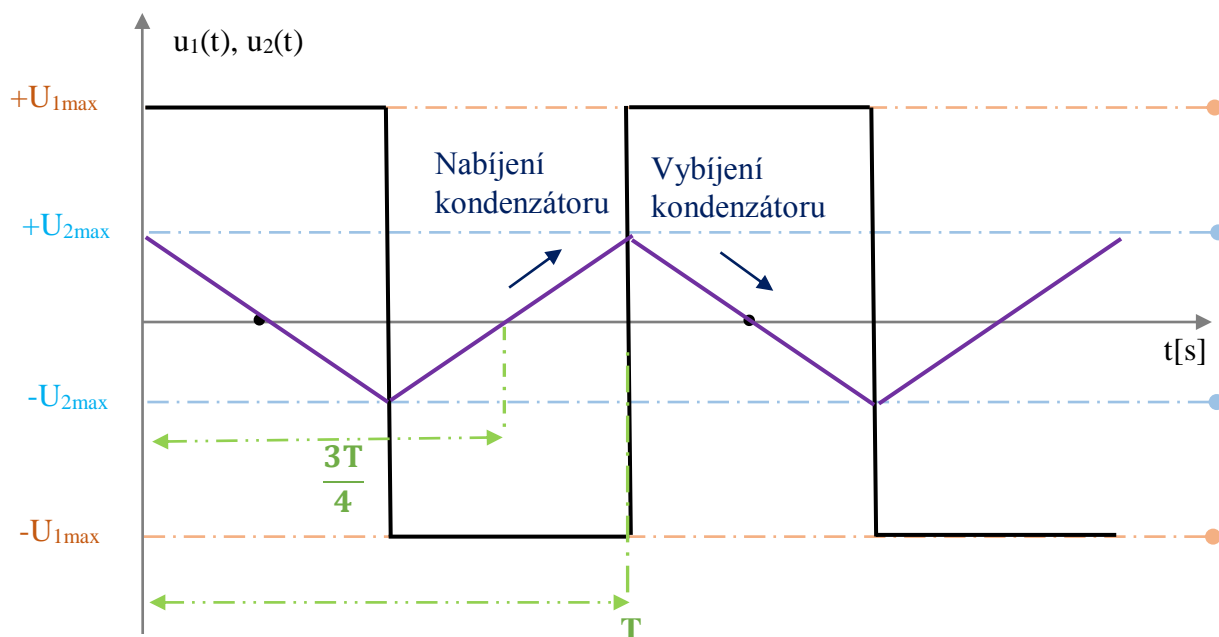
Obrázek 27: Schéma generátoru trojúhelníkového signálu

Pro napájení obvodu je použit generátor časově proměnného napětí. Jeho výstupní signál tvoří trojúhelníkové kmity. Z hlediska požadovaného chování elektrod je důležité, aby tento signál neměl stejnosměrnou složku. Proto je napájen symetrickým napětím. Zde je použito napájecí napětí  $\pm 5\text{ V}$ , které dodává napájecí zdroj tohoto přístroje. Trojúhelníkové kmity se sice tvarem liší od sinusového signálu, ale v tomto případě se dají použít. Generátor trojúhelníkových kmitů se skládá ze dvou částí. Tou první je komparátor s hysterezí, který je tvořen IC1A a rezistory  $R_3$  a  $R_4$ , druhou částí je Müllerův integrátor, který je tvořen IC1B, rezistorem  $R_2$  a kondenzátorem  $C_1$ . Výstupní napětí komparátoru se mění v rozmezí  $\pm U_{\text{vyst}_{\text{max}}}$ , kde  $U_{\text{vyst}_{\text{max}}}$  je maximální možná hodnota napětí na výstupu IC1A. Velikost této hodnoty závisí jednak na velikosti použitého napájecího napětí a také na typu použitého operačního zesilovače. Výstupní napětí tohoto komparátoru je vstupním napětím integrátoru. Díky tomu pak probíhá střídavé nabíjení a vybíjení  $C_1$  konstantním proudem a tyto změny napětí jsou přivedeny na vstup komparátoru tvořeného IC1A. Tím je uzavřena smyčka zpětné vazby. Na pinu 7 IC1B (oproti zemi) tak máme k dispozici trojúhelníkové kmity s nulovou střední hodnotou a na pinu 1 (oproti zemi) IC1A jsou obdélníkové kmity s nulovou střední hodnotou a se střídou 0,5 (tj. impuls i mezera mají stejnou dobu trvání). Amplituda obdélníků je tedy  $\pm U_{\text{vyst}_{\text{max}}}$ , zatímco amplituda trojúhelníkových kmitů je určena velikostí hystereze komparátoru. Ve schématu generátoru trojúhelníkového signálu jsou uvedeny kondenzátory  $C_2$ ,  $C_4$ ,  $C_5$  a  $C_6$ . Jedná se o kombinaci foliového nebo keramického kondenzátoru a kondenzátoru elektrolytického. Tyto kondenzátory slouží



k blokování napájecího napětí a mají zabránit šíření rušení po vodičích napájecí soustavy přístroje. Jejich hodnoty se volí z praxe a obvykle je vyhovující, když  $C_4$  a  $C_6$  mají hodnotu 100nF a  $C_2$  a  $C_5$  (elektrolytické kondenzátory) mají hodnotu okolo 50  $\mu$ F.

Na obrázku č. 28 je znázorněn průběh signálu pro měření psychogalvanického reflexu. Na obrázek navazují rovnice, které popisují vztahy pro frekvenci, výstupní napětí trojúhelníkovitého signálu atd.



Obrázek 28: Průběh signálu pro měření psychogalvanického reflexu

$+U_{1\max}$  ... maximální kladné výstupní napětí z komparátoru

$-U_{1\max}$  ... maximální záporné napětí z komparátoru

$+U_{2\max}$  ... kladné prahové napětí komparátoru

$-U_{2\max}$  ... záporné prahové napětí komparátoru

Velikost prahového napětí komparátoru je  $-U_{2\max}$  a  $-U_{2\max}$ . Platí, že absolutní hodnoty obou prahových napětí jsou stejné (rozdíl jen ve znaménku).

Zavedeme  $R_N = R_4 + R_{24}$ . Platí, že  $\frac{U_{2\max}}{R_3} = -\frac{U_{1\max}}{R_N}$ , odsud tedy

$$U_{2\max} = -\frac{R_3}{R_N} U_{1\max} \quad \Rightarrow \quad |U_{2\max}| = \frac{R_3}{R_N} U_{1\max}$$

Při výpočtu periody trojúhelníkových kmitů platí:

1. Časové konstanty pro nabíjení  $C_1$  a vybíjení  $C_1$  jsou stejné
2. Nabíjení a vybíjení  $C_1$  probíhá konstantním proudem
3. Pro nabíjení i vybíjení  $C_1$  se na vstup integrátoru přivádí napěťový skok (obrázek 28)

Obecný vztah pro nabíjení kondenzátoru  $C_1$  ve zvoleném časovém intervalu:

$$u_2(t) = -\frac{1}{R_2 \cdot C_1} \int_0^t u_1(t) dt + u_2(0) \quad (17)$$

kde  $u_2(t)$  je výstupní signál integrátoru,  $u_1(t)$  je vstupní signál integrátoru (výstupní signál komparátoru) a  $u_2(0)$  je počáteční napětí na kondenzátoru integrátoru.

Pro případ obdélníkového signálu na vstupu integrátoru platí  $u_2(0) = -U_{2\max}$  a  $u_1(t) = -U_{1\max}$ . Po dosazení těchto veličin do vztahu (17) lze psát:

$$u_2(t) = -\frac{1}{R_2 \cdot C_1} \int_0^t -U_{1\max} dt - U_{2\max} \quad (18)$$

$U_{1\max}$  je konstanta, kterou lze vytknout před integrál a zbytek zintegrujeme a dosadíme meze. Výsledkem je:

$$u_2(t) = \frac{U_{1\max}}{R_2 \cdot C_1} \int_0^t 1 dt - U_{2\max} = \frac{U_{1\max}}{R_2 \cdot C_1} t - U_{2\max} \quad (19)$$

Určení počátečních podmínek, tj. určení velikosti  $U_{2\max}$ . V čase  $t = \frac{3T}{4}$  platí  $u_2(t) = 0$  (jak je vidět na obrázku 28)

$$u_2\left(\frac{3T}{4}\right) = \frac{U_{1\max} \cdot \frac{3T}{4}}{R_2 \cdot C_1} - U_{2\max} = 0 \quad \Rightarrow \quad U_{2\max} = \frac{3 \cdot U_{1\max} \cdot T}{4 \cdot R_2 \cdot C_1}. \quad (20)$$

Pro počáteční podmínku tedy platí  $u_2(0) = U_{2\max} = \frac{3 \cdot U_{1\max} \cdot T}{4 \cdot R_2 \cdot C_1}$ , tento vztah dosadíme do rovnice (19). Nyní lze vypočítat kdy dochází k přepnutí Schmittova obvodu. To nastává, když platí  $i_1(t) = i_2(t)$ .

$$\frac{U_{1\max}}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_1} \cdot T - \frac{3 \cdot U_{1\max}}{4 \cdot R_2 \cdot R_3 \cdot C_1} \cdot T = \frac{U_{1\max}}{R_4 + R_{24}} \quad (21)$$

$$\frac{T}{R_2 \cdot R_3 \cdot C_1} - \frac{3 \cdot T}{4 \cdot R_2 \cdot R_3 \cdot C_1} = \frac{1}{R_4 + R_{24}} \quad (22)$$

$$\frac{4T - 3T}{4 \cdot R_2 \cdot R_3 \cdot C_1} = \frac{1}{R_4 + R_{24}} \quad (23)$$

$$\frac{T}{4 \cdot R_2 \cdot R_3 \cdot C_1} = \frac{1}{R_4 + R_{24}} \quad \Rightarrow \quad T = \frac{4 \cdot R_2 \cdot R_3 \cdot C_1}{R_4 + R_{24}} \quad (24)$$

Kmitočet trojúhelníkových impulzů

$$\frac{1}{T} = f \quad \Rightarrow \quad f = \frac{R_4 + R_{24}}{4R_3R_2C} \quad (25)$$

Amplituda trojúhelníkových špička-špička je dána dvojnásobkem hodnoty

prahového napětí komparátoru. Můžeme tedy psát

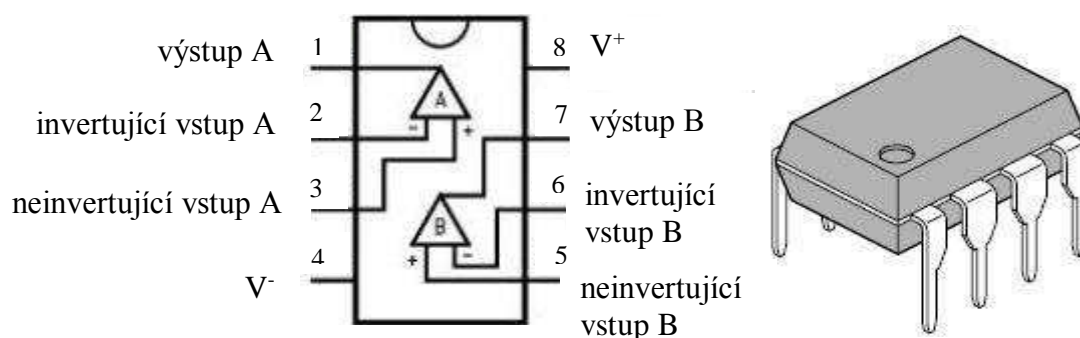
$$U_{\text{výst}} = 2U_{2 \text{ max}} = 2 \frac{R_3}{R_4 + R_{24}} \cdot U_{1 \text{ max}} \quad (26)$$

### Volba typu operačního zesilovače

Psychogalvanometr je napájen z desky LabVIEW, která může být připojena jednak k notebooku (ten může mít provoz jak z vestavěné baterie, tak i ze síťového zdroje), může však být použit i stolní počítač, kde je napájení síťové. Deska LabVIEW má k dispozici napájení 5 V z USB. Z toho důvodu zvolíme součástky s malým odběrem proudu. To se totiž projeví i na součástkách použitých v napájecím zdroji tohoto přístroje, protože pro jeho správnou funkci a vytvoření plovoucího napájení části spojené s měřeným subjektem potřebujeme izolované zdroje napájení. Předpokládáme, že opakovací kmitočet generátoru trojúhelníkového signálu má být okolo 40 Hz. Není tedy nijak vysoký a z hlediska horního mezního kmitočtu zde nejsou kladeny nijak vysoké nároky na horní mezní kmitočet použitého operačního zesilovače. Z hlediska rozměrů zařízení je výhodné, když použijeme integrovaný obvod obsahující v jednom pouzdru DIL8 dva zesilovače. Jednou z možností je operační zesilovač TLC272, který má tyto základní vlastnosti:

TLC272 je precizní dvojitý operační zesilovač typu CMOS. Vyznačuje se vysokou dlouhodobou stabilitou svých parametrů. Vnitřní zapojení toho zesilovače a samotný TLC272 je na obrázku č.29.

- Maximální napájecí napětí (při nesymetrickém napájení) 18 V
- Maximální napájecí napětí při symetrickém napájení  $\pm 9$  V
- Maximální výstupní proud (každého zesilovače) je  $\pm 30$  mA
- Napájecí proud pro oba zesilovače v pouzdře: střední hodnota 1,4 mA, maximální hodnota 3,2 mA
- Má zabudovanou ochranu proti výboji statické elektřiny
- Vstupní odpor je  $10^{12} \Omega$
- Maximální hodnota výstupního napětí (při napájení  $\pm 5$  V) je  $\pm 4$  V



Obrázek 29: TLC272 a jeho vnitřní zapojení [34], [35]

Vzhledem k tomu, že předpokládáme napájecí napětí  $\pm 5$  V, máme v našem případě dostatečnou rezervu ve vztahu k maximálnímu přípustnému napájecímu napětí. Maximální hodnota  $\pm 4$  V znamená, že můžeme na výstupu získat z tohoto operačního zesilovače napětí  $\pm 4$  V nezkresleného signálu. To je ovšem mezní hodnota a pro další výpočty budeme předpokládat hodnotu o něco nižší (3 V). Tím bude zaručeno, že nám generátor vytvoří trojúhelníkové kmity bez zkreslení.

Amplitudu trojúhelníkových kmitů na výstupu integrátoru určuje hodnota prahového napětí komparátoru s hysterezí (IC1A). Pro hodnotu tohoto napětí platí:

$$U_{\text{výst}_{\text{š-š}}} = 2 \cdot \frac{R_3}{R_4 + R_{24}} U_{1 \text{ max}}, \quad (27)$$

kde je:

$U_{\text{výst}_{\text{š-š}}}$  ... napětí komparátoru v rozmezí špička - špička

$U_{1 \text{ max}}$  ... maximální hodnota výstupního napětí operačního zesilovače

Pro náš případ jsme si zvolili  $U_{\text{výst}_{\text{š-š}}} = 3$  V,  $U_{1 \text{ max}} = 4$  V (podle katalogového listu výrobce). Můžeme tedy psát:

$$\frac{R_3}{R_4} = \frac{3}{4} = 0,75 \quad (28)$$

Zadán je pouze poměr rezistorů. Jeden tedy musíme zvolit a druhý vypočítat. Při volbě je nutno vzít v úvahu, že rezistor  $R_3$  tvoří zátěž pro výstup IC1B. Jeho odpor by tedy neměl být příliš malý.

Při zvolené hodnotě  $R_4 + R_{24} = 36 \text{ k}\Omega$  ( $R_4 = 27 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{24}$  volíme trimr  $10 \text{ k}\Omega$ , kde hodnotu  $9 \text{ k}\Omega$  můžeme nastavit) dopočítáme  $R_3 = 0,75 \cdot R_4$ , tj  $R_3 = 27 \text{ k}\Omega$ . Hodnota  $R_3$  je z hlediska zátěže výstupu IC1B vyhovující a navíc, jak hodnota  $R_3$ , tak i hodnota  $R_4$  existují v řadě

E24. Platí tedy:  $R_3=27\text{k}\Omega$ ,  $R_4=36\text{k}\Omega$ . Tyto rezistory budou metalizované rezistory na 0,36W s přesností na 0,1%.

Pro opakovací kmitočet generátoru platí vztah:

$$f = \frac{R_4 + R_{24}}{4 \cdot R_3 \cdot C_1 \cdot R_2} \quad [\text{Hz}] \quad (29)$$

Při řešení problému volby prvků (při malém počtu rovnic), vždy volíme hodnotu kondenzátoru a to proto, že počet hodnot, které se vyrábí je menší než počet hodnot rezistorů a navíc, pokud potřebujeme přesnou hodnotu (nelze zaokrouhlovat), pak volíme sériové spojení pevného rezistoru a odporového trimru. Pokud zvolíme  $C_1$ , pak jedinou neznámou pro nás bude hodnota rezistoru  $R_2$ . Předchozí rovnici upravíme a dostaneme:

$$R_2 = \frac{R_4 + R_{24}}{4 \cdot R_3 \cdot C_1 \cdot f} \quad [\Omega] \quad (30)$$

Do rovnice dosadíme:  $R_4 = 36 \text{ k}\Omega$ ,  $R_3 = 27 \text{ k}\Omega$ ,  $C_1 = 100\text{nF}$ ,  $f = 40 \text{ Hz}$ . Dostaneme:

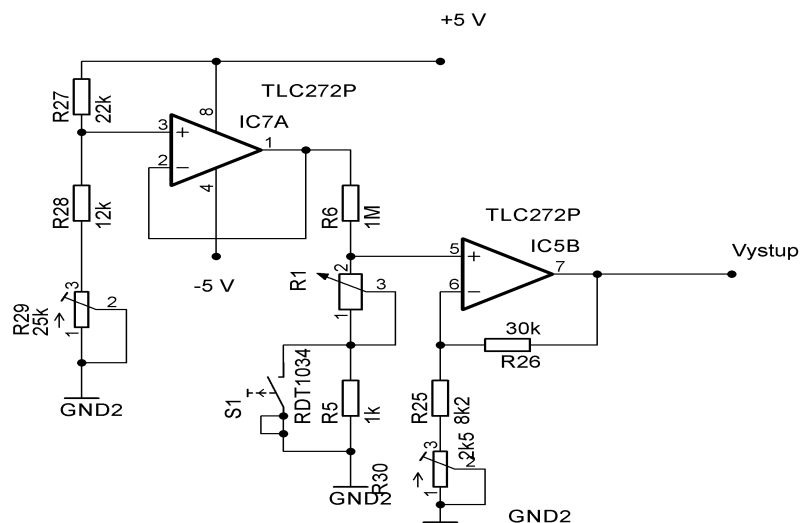
$$R_2 = \frac{3,6 \cdot 10^4}{4 \cdot 2,7 \cdot 10^{-7} \cdot 40} = 83,333 \text{ k}\Omega \quad (31)$$

Nejbližší hodnota v řadě E24 je  $82\text{k}\Omega$ . Pokud tuto hodnotu použijeme, opakovací kmitočet se nepatrně zvýší. S touto hodnotou by byl opakovací našeho generátoru:

$$f = \frac{R_4}{4 \cdot R_3 \cdot C_1 \cdot R_2} = \frac{3,6 \cdot 10^4}{4 \cdot 2,7 \cdot 10^4 \cdot 8,2 \cdot 10^4 \cdot 10^{-7}} = 40,65 \text{ Hz} \quad (32)$$

Změna 0,65 Hz je nevýznamná oproti námi zvolenému kmitočtu pro měření psychogalvanického reflexu, navíc zde ještě bude odchylka vlivem nepřesností součástek. Všechny rezistory budou metalizované s přesností 0,1%, kondenzátor  $C_1$  volíme foliový radiální.

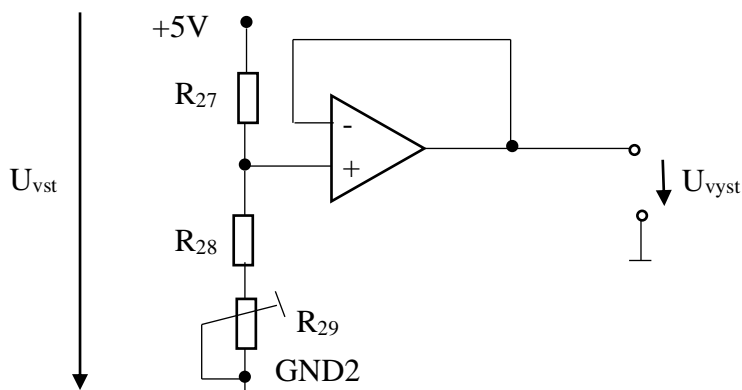
## 10.3 Kalibrace přístroje a měření kožního odporu



Obrázek 30: Schéma kalibrace přístroje a měření kožního odporu

Kompenzační podmínky jsou stejné jako ve větvi měřící s tím rozdílem, že kompenzační napětí je odvozeno z napájení +5 V z napájecího zdroje. Pomocí děliče napětí nastavíme na výstupu impedančního transformátoru (IC7A) stejnou hodnotu napětí jako je špičková hodnota napětí na výstupu z generátoru trojúhelníkového signálu. Aby byly podmínky v obou větvích stejné  $R_6 = R_{13}$ . Potenciometr nastavíme na takovou hodnotu jakou je největší předpokládaná hodnota v obvodu pacienta (cca 50 k $\Omega$ ).  $R_5$  je kalibrační hodnota (1k $\Omega$ ). Ve větvi vyhodnocující změny úbytku napětí je celkový přenos rovný 4. Proto má neinvertující zesilovač (IC5B) nastavenou hodnotu zesílení 4x.

### Výpočet napětíového děliče:



Obrázek 31: Schéma zapojení impedančního transformátoru

$$R_N = R_{28} + R_{29}$$

Nastavení v rozmezí: a)  $U_{\text{výst}} = 3 \text{ V}$

b)  $U_{\text{výst}} = 2 \text{ V}$

$$U_{\text{výst}} = U_{\text{vst}} \cdot \frac{R_N}{R_N + R_{27}} \quad (33)$$

$$\text{a) } U_{\text{výst}} = 3 \text{ V} \quad 5 \cdot \frac{R_N}{R_N + R_{27}} = 3 \quad (34)$$

$$5R_N = 3R_N + 3R_{27} \quad (35)$$

$$R_N = \frac{3}{2} R_{27} \quad (36)$$

Volím:  $R_{27} = 22 \text{ k}\Omega$ ,  $R_N = 1,5 \cdot 22 \cdot 10^3 = 33 \text{ k}\Omega$

$$\text{b) } U_{\text{výst}} = 2 \text{ V} \quad 5 \cdot \frac{R_N}{R_N + R_{27}} = 2 \quad (37)$$

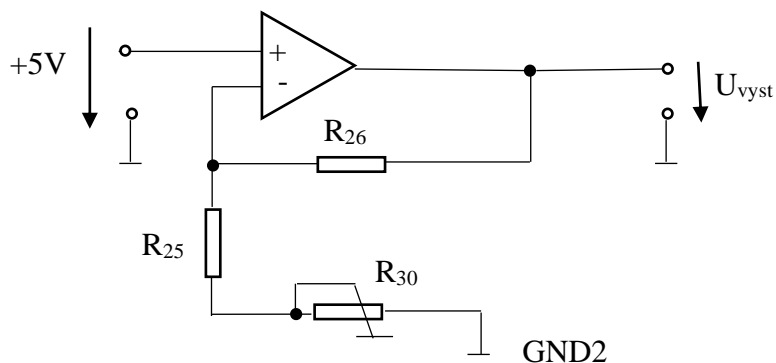
$$5R_N = 2R_N + 2R_{27} \quad (38)$$

$$R_N = \frac{2}{3} R_{27} \quad (39)$$

Volím:  $R_{27} = 22 \text{ k}\Omega$ . Z rovnice (39) tedy vyplývá  $R_N = 0,7 \cdot 22 \cdot 10^3 = 14,66 \text{ k}\Omega$ .

Dále volím odpory  $R_{28} = 12 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{29} = 25 \text{ k}\Omega$ .

#### Výpočet napětového zesilovače



Obrázek 32: Schéma zapojení IC5B

$$A=4, R_M = R_{25} + R_{30}$$

(40)



$$A = \frac{R_{26}}{R_{25} + R_{30}} + 1 \rightarrow \frac{R_{26}}{R_{25} + R_{30}} = 3$$

$$\frac{R_{26}}{R_M} = 3 \quad (41)$$

Volím:  $R_{26} = 30 \text{ k}\Omega$ . Z rovnice (41) tedy vyplývá  $R_M = 10 \text{ k}\Omega$ . Vybrala jsem  $R_{25} = 8 \text{ k}\Omega$  a  $R_{30} = 2,5 \text{ k}\Omega$ .

Ověření:

$$U_{\text{výst}} = 5 \cdot \frac{R_M}{R_M + R_{27}} \quad (42)$$

$$U_{\text{výst1}} = 5 \cdot \frac{14,66 \cdot 10^3}{14,66 \cdot 10^3 + 22 \cdot 10^3} = 1,999 \text{ V} \quad (43)$$

$$U_{\text{výst2}} = 5 \cdot \frac{39 \cdot 10^3}{39 \cdot 10^3 + 22 \cdot 10^3} = 3,196 \text{ V} \quad (44)$$

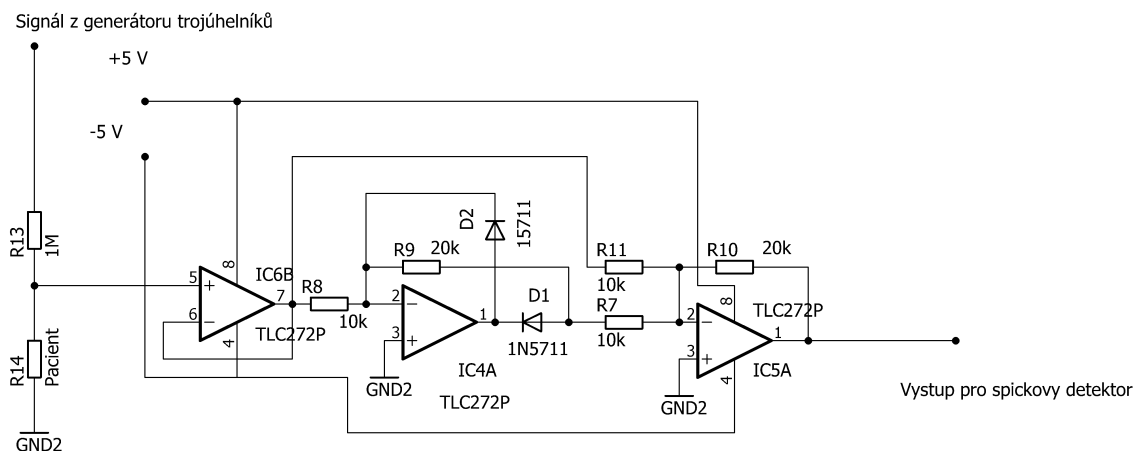
Hodnotu  $R_{30}$  nastavíme pomocí trimru, který je uhlíkový ležatý s průměrem 15 mm.

Na obrázku č. 33 je desetiotáčkový potenciometr (ve schématu jako  $R_1$ ).



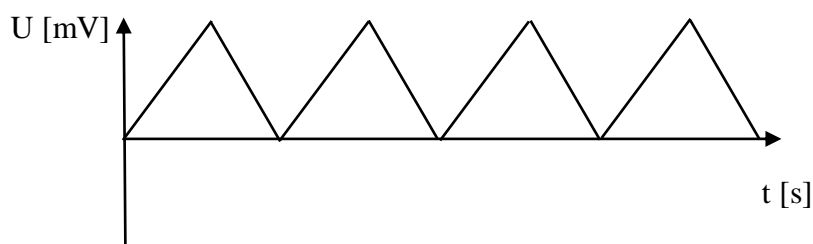
Obrázek 33: Desetiotáčkový potenciometr a stupnice pro potenciometr

## 10.4 Přesný usměrňovač



Obrázek 34: Schéma přesného usměrňovače

Tato část obvodu zajišťuje přesné dvoucestné usměrnění trojúhelníkových impulsů. Výstup z této části je znázorněn na obrázku č. 35. Na konci této části je detektor špiček, který zajistí to, aby se tento signál mohl porovnat se signál z kalibrace.



Obrázek 35: Dvoucestně usměrněný signál na výstupu přesného usměrňovače

Jednou z možností, jak vytvořit přesný dvoucestný usměrňovač je zařazení součtového stupně k přesnému jednocestnému usměrňovači. Usměrňovací stupeň obsahuje operační zesilovač IC4A, rezistory R<sub>8</sub>, R<sub>9</sub> a diody D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>. Součtový zesilovač sestává z operačního zesilovače IC5A a rezistorů R<sub>7</sub>, R<sub>10</sub>, R<sub>11</sub>. Zesilovač IC4A je zapojen jako invertující zesilovač a IC5A je zapojen jako součtový zesilovač. [29]

Funkce tohoto dvoucestného přesného usměrňovače je následující:

Když vstupní napětí je kladné, dioda D<sub>1</sub> je v propustném směru a dioda D<sub>2</sub> je v inverzním směru (tj. nevede). Pokud vstupní napětí je záporné, D<sub>2</sub> v propustném

směru a  $D_1$  je ve směru nepropustným. Druhý stupeň přesného usměrňovače sečítá vstupní napětí z obvodu IC4A ( $U_{\text{vstup}}$ ) a napětí ( $U_{\text{vyst}}$ ), které je na výstupu impedančního transformátoru (toto napětí je identické se vstupním napětím přesného usměrňovače) a invertuje polaritu výsledného signálu. Výstupní napětí pro kladný cyklus vstupního napětí je vypočteno pomocí rovnice (45).

Pro záporný cyklus vstupního napětí,  $D_1$  blokuje signál, zatímco  $D_2$  vede celý proud přicházející ze vstupu. V tomto případě výstupní napětí prvního stupně je 0 V. Pro kladný cyklus vstupního signálu napětí ( $U_{\text{vyst}}$ ) je záporné a v tomto případě sumátor sečítá vstupní signál se stejnou amplitudou, jak kladnou, tak zápornou.

#### Stanovení hodnot přesného usměrňovače:

Rezistory  $R_8$  a  $R_9$  určují zesílení prvního stupně (IC4A) a  $R_{11}$ ,  $R_{10}$  zesílení druhého vstupu (IC5A) pro získání stejné amplitudy v obou cyklech střídavého trojúhelníkovitého napětí je nutné, aby platilo:

$$R_8 = R_{11} = R_7 \text{ a dále } R_9 \text{ a } R_{10} = 2R_8$$

$$U_{\text{výst}} = - \frac{R_{10} \cdot (U_{\text{vyst}} + U_{\text{vstup}})}{R_8} \quad (45)$$

Dle katalogového listu by u operačního zesilovače IC4A měl být připojen ještě rezistor. V našem případě byl rezistor vynechán a pin 5 přímo uzemněn. Odpor je doporučen kvůli kompenzaci proudové nesymetrie. Zanedbání je možné z toho důvodu, že v případě tohoto přístroje má operační zesilovač malé zesílení, proto by nemělo ke zkreslení docházet.

Tento přesný dvoucestný usměrňovač by neměl tvořit příliš velkou zátěž pro předřazený impedanční transformátor (s ohledem na minimalizaci odběru proudu celého zařízení), proto volíme rezistory v předřazeném obvodu přesného usměrňovače takto:

$$R_8 = R_{11} = R_7 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$R_9 = R_{10} = 20 \text{ k}\Omega$$

V katalogovém listu je doporučeno vybrat součástky s minimální přesností 1 %. V našem případě jsme vybrali rezistory s lepší přesností 0,1 % z řady E24.

Zesilovač IC6B je zde zapojen jako impedanční transformátor, který definuje

vstupní odpor. Je zde důležitý z toho důvodu, aby malý vstupní odpor neměl vliv na velikost úbytku napětí mezi elektrodami připevněnými na měřený subjekt. Předpokládáme, že zdroj střídavého napětí je přes obvod pacienta připojen na odpor s hodnotou řádově 1 M $\Omega$ . Z toho plyne, že by vstupní odpor tohoto přesného usměrňovače měl být alespoň o 2 řády vyšší. Tuto podmínku splňuje impedanční transformátor TLC 272. Vlastní vstupní odpor této součástky udávaný v katalogu je 10 T $\Omega$ . Počítá se s tím, že tento zesilovač bude zasunut do patice, která je přiletována do plošného spoje tzn., že se uplatní svodové odpory těchto prvků. Vstupní odpor impedančního transformátoru je dostatečně velký, aby splnil požadovanou podmínku.

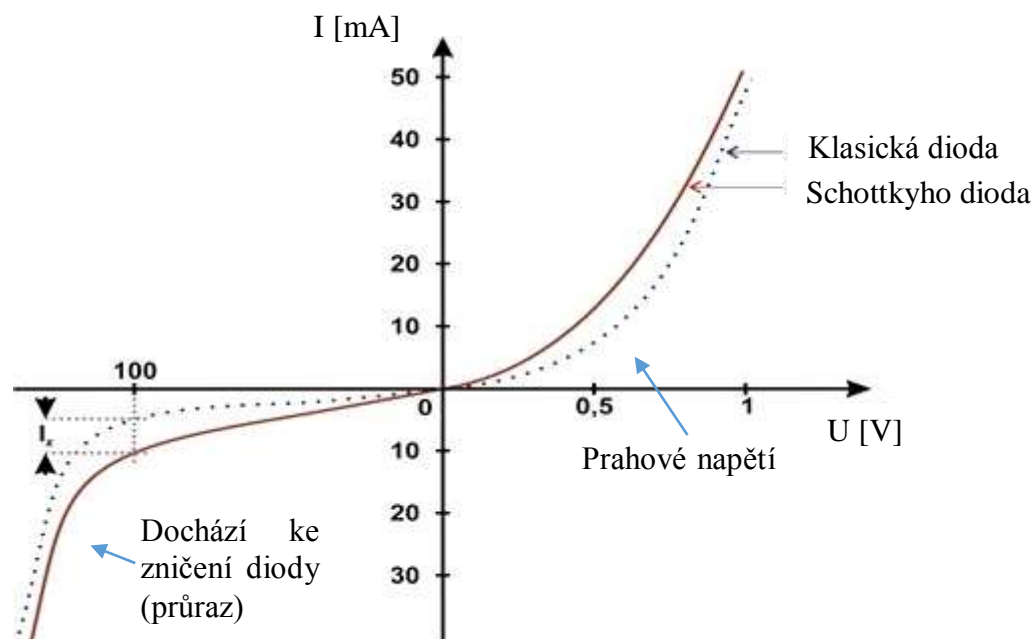
Při výběru operačních zesilovačů IC5A, IC4A, IC6B jsme museli splnit následující předpoklady:

- 1) malá vlastní spotřeba
- 2) dostatečná šířka pásma
- 3) miniaturizace přístroje

Z hlediska miniaturizace přístroje se považuje za vhodné umístit 2 zesilovače do jednoho pouzdra (dual in line 8). Existuje také dual in line 14, což znamená, že v jednom pouzdře se nachází 4 zesilovače. Ovšem v našem případě není toto zapojení úplně žádoucí z toho důvodu, že bývá problém s konstrukcí plošného zdroje.

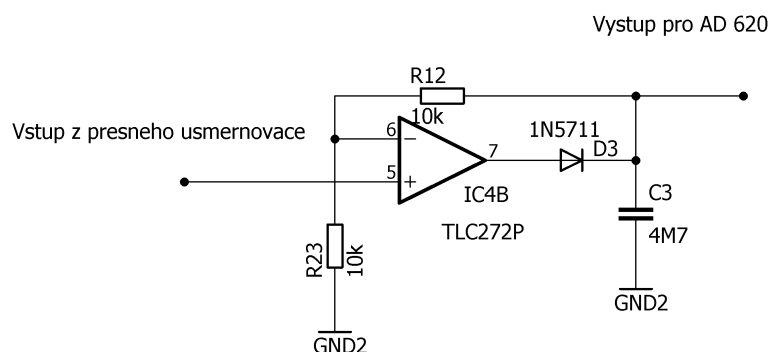
Přesný usměrňovač bude usměrňovat trojúhelníkový signál o nízkém kmitočtu asi 40 Hz. Šířka pásma operačních zesilovačů tedy není v tomto případě kritická. Z hlediska vlastní spotřeby je výhodné použít operační zesilovače z řady CMOS, jednou z možností je opět TLC272. Vzhledem k tomu, že na přesný usměrňovač navazuje špičkový detektor, budou nám pro celou tuto část zařízení stačit pouze 2 pouzdra.

V obvodu přesného usměrňovače jsou použity Schottkyho diody, které mají menší úbytek napětí v propustném směru než běžné křemíkové diody. Voltampérová charakteristika těchto diod je na obrázku č. 36. Jejich závěrné napětí není kritické v našem případě a to proto, že pracujeme s malými hodnotami napětí. Stačí nám diody pro malé výkony, protože pracujeme s malými proudy. Pro naše účely se nám hodí diody 1N5711.



Obrázek 36: Voltampérová charakteristika klasické a Schottkyho diody

## 10.5 Špičkový detektor

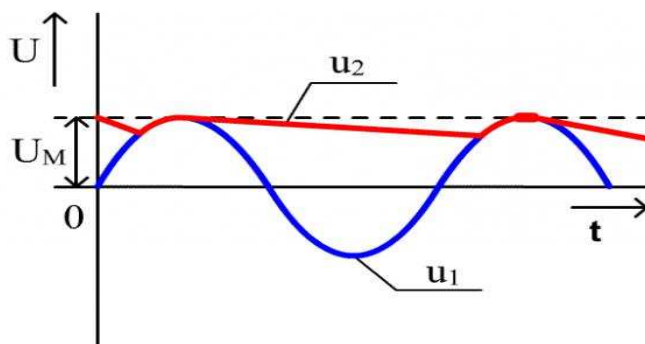


Obrázek 37: Schéma zapojení špičkového detektoru

Tato část přístroje umožňuje porovnání stejnosměrného signálu přiváděného z kalibrace s původně trojúhelníkovitým signálem použitého pro vlastní měření. Na výstupu tohoto bloku je tedy stejnosměrný proud, který je dále bez problému zpracováván. Na obrázku níže je zobrazena změna signálu po průchodu detektorem špiček pro sinusový tvar signálu. Pro trojúhelníkový tvar tento detektor pracuje úplně stejně.

Psychogalvanometr by mohl pracovat i bez této části ovšem místo nejvyšších hodnot amplitudy by se dále pracovalo pouze se střední hodnotou. Z hlediska lepších

výsledků měření je vhodné použít špičkové hodnoty.

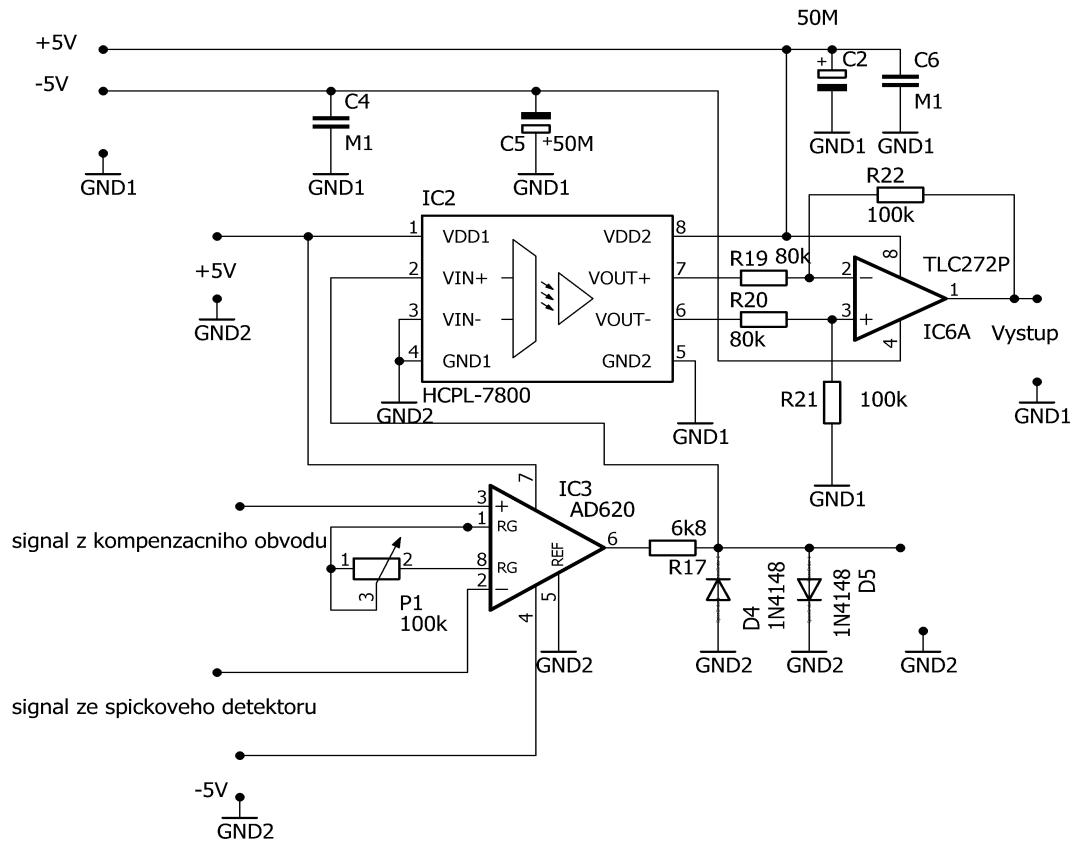


Obrázek 38: Signál po průchodu špičkovým detektorem [26]

V obrázku č. 38  $u_1$  značí původní průběh signálu a křivka označena  $u_2$  znázorňuje signál po průchodu špičkovým detektorem. Práce špičkového detektoru je na obrázku sice popsána pro sinusový signál, ovšem pro trojúhelníkový signál, se kterým pracuje psychogalvanometr je princip naprosto totožný.

Volím:  $R_{12} = R_{23} = 10\text{k}\Omega$ ,  $A=2$ , v obvodu špičkového detektoru bude použita dioda 1N5711. Časová konstanta je u našeho špičkového detektoru důležitá proto, aby byl přesně sledován reflexní děj. Časová konstanta je dána hodnotami  $C_3$ ,  $R_{12}$  a  $R_{23}$ .

## 10.6 Plovoucí výstup



Obrázek 39: Schéma plovoucího výstupu

Kondenzátory  $C_4$ ,  $C_5$ ,  $C_2$ ,  $C_6$  zde plní funkci blokovacích kondenzátorů, jejichž funkce byla popsána výše v kapitole 9.1 Generátor trojúhelníkového signálu.

Důležitým prvkem této části psychogalvanometru je HCPL7800, který zde slouží ke galvanickému oddělení přístroje.

IC6A pracuje jako součtový zesilovač pro rezistory  $R_{19}$ ,  $R_{20}$ ,  $R_{21}$ ,  $R_{22}$  byly dopočítány podle následující závislosti, která se zavádí z důvodu symetrie diferenčního zesilovače:

$$R_{19} = R_{20} \text{ a } R_{21} = R_{22}$$

Odporům  $R_{21}$ ,  $R_{22}$  byla zvolena hodnota 100 k $\Omega$  a zbylé rezistory byly dopočítány dle vzorce:

$$U_{\text{výst}} = \frac{R_{19}}{R_{21}} \cdot U_{\text{výst}_{\text{max}}} \quad (46)$$

$$R_{19} = \frac{U_{\text{výst}} \cdot R_{21}}{U_{\text{výst}_{\text{max}}}} \quad (47)$$

$$R_{19} = \frac{1,6 \cdot 100\,000}{2} = 80\,\text{k}\Omega \quad (48)$$

Hodnota  $U_{\text{výst}}$  byla zjištěna jako hodnota vstupního napětí (0,2V) vynásobena hodnotou zesílení ( $A=8$  zesílení HCPL7800 viz. Katalogový list).

$R_{17}$  jsme zvolili 6,8 k $\Omega$ . Testovali jsme hodnoty od 10 k $\Omega$  do 5 k $\Omega$  ale na základě výsledků měření, kdy jsme zjistili, že výstupní signál je nezkreslený při hodnotě odporu 6,8k $\Omega$ . Dalším kritériem je, že hodnota odporu  $R_{17}$  musí být menší než hodnota vstupního odporu  $R_{\text{vstup}} = 530\,\text{k}\Omega$ .

Výpočet rezistoru pro nastavení zisku přístrojového zesilovače:

$$G = \frac{4,94 \cdot 10^3}{P_1} + 1 \quad \rightarrow \quad P_1 = \frac{49,4 \cdot 10^3}{G - 1} \quad (49)$$

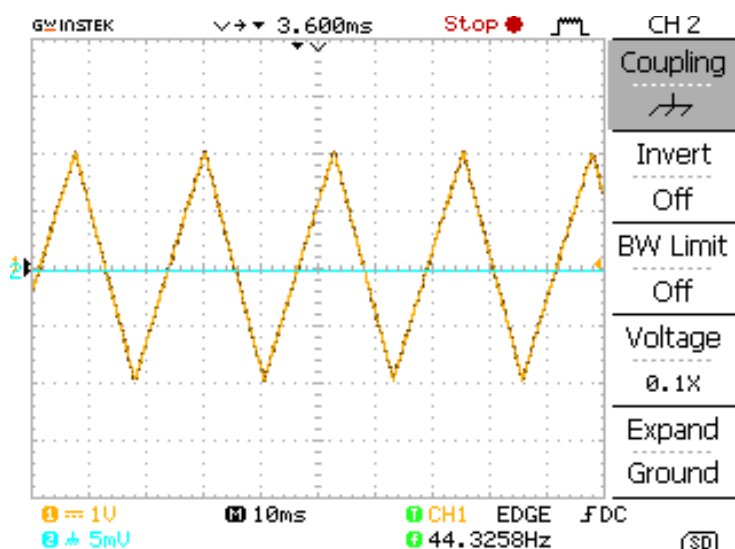
Pro minimální zesílení  $G_{\text{min}} = 1,5$  je hodnota nastavitelného potenciometru  $P_1 = 98,8\,\text{k}\Omega$ . Pro maximální zesílení  $G_{\text{max}} = 10$  je hodnota potenciometru  $P_1 = 5489\,\Omega$ . Potenciometr  $P_1$  volíme 100 k $\Omega$  desetiotáčkový. Rovnice (49) byla převzata z katalogového listu operačního zesilovače AD620. [37]



## 11 ZÁVĚR

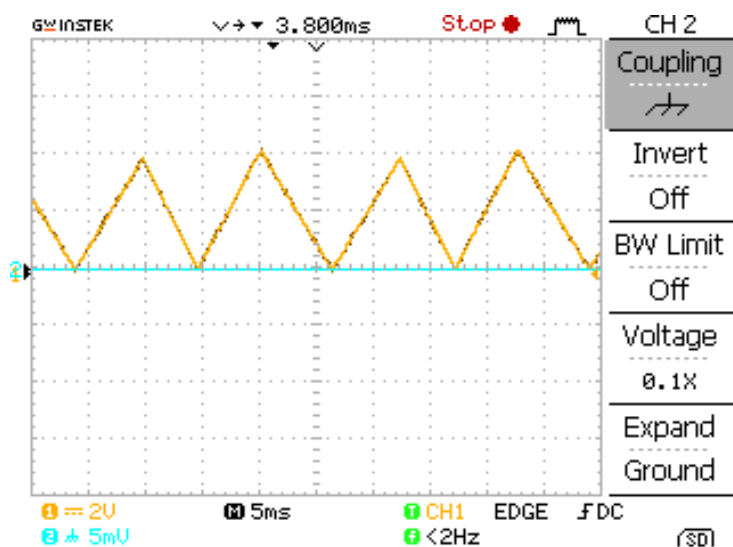
Cílem této bakalářské práce bylo seznámit se psychogalvanickým reflexem a možnostmi jeho snímání. Psychogalvanický reflex lze v podstatě hodnotit třemi možnými způsoby. Jednak je to vyhodnocením změn kožního potenciálu. Zde se jedná o neinvazivní měření, které je založeno na snímání změn napětí mezi dvojicí elektrod. Druhou variantou je pak měření změn kožního odporu, kde měřeným objektem musí protékat pracovní proud a změny kožního odporu pak hodnotíme jako změny velikosti napětí mezi snímacími elektrodami. Pro vlastní měření můžeme použít pracovní proud stejnosměrný nebo střídavý. Při použití stejnosměrného proudu je problém s polarizací elektrod. Přístroj pro měření pomocí střídavého proudu je náročnější na realizaci. V každém případě však platí, že proud procházející měřeným subjektem je velice malý. To souvisí jednak s chováním kůže při průchodu proudu (důležitá zde je maximální proudová hustota) a také musíme dodržet základní zásadu, že průchod proudu nesmí subjekt vnímat. V tom případě by se také jednalo o podnět vysílaný na měřený subjekt.

Na nepájivém poli jsem otestovala funkčnost důležitých měřicích částí psychogalvanometru. Na obrázku č. 40 je zobrazen snímek z osciloskopu, kde je zobrazen výstup generátoru trojúhelníkového signálu. Hodnota frekvence je sice 44 Hz, ale tato hodnota se dá upravit, pokud upravíme hodnotu odporu  $R_{24}$ , která má vliv na velikost frekvence. Špičková hodnota napětí jsou 2 V. Na dalších obrázcích žlutě vyobrazený signál představuje generovaný signál a modře je vykreslena nulová izolinie.



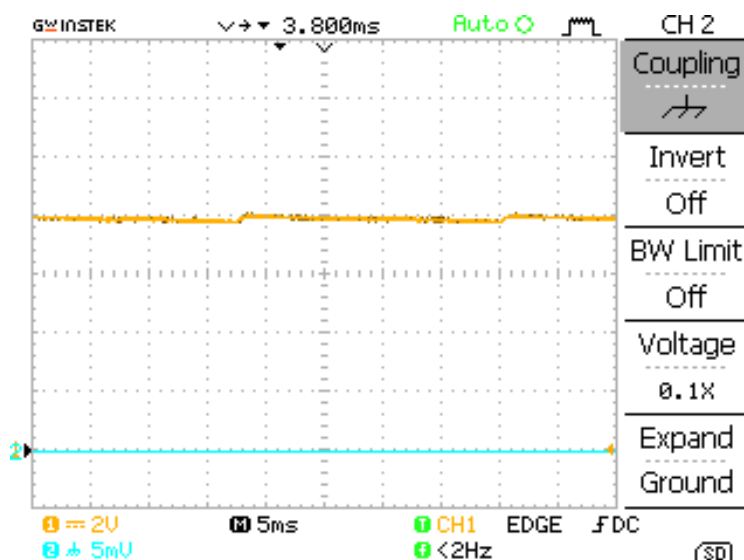
Obrázek 40: Výstup generátoru trojúhelníkového signálu

Na obrázku č. 41 je snímek další části, která zajišťuje přesné dvoucestné usměrnění.



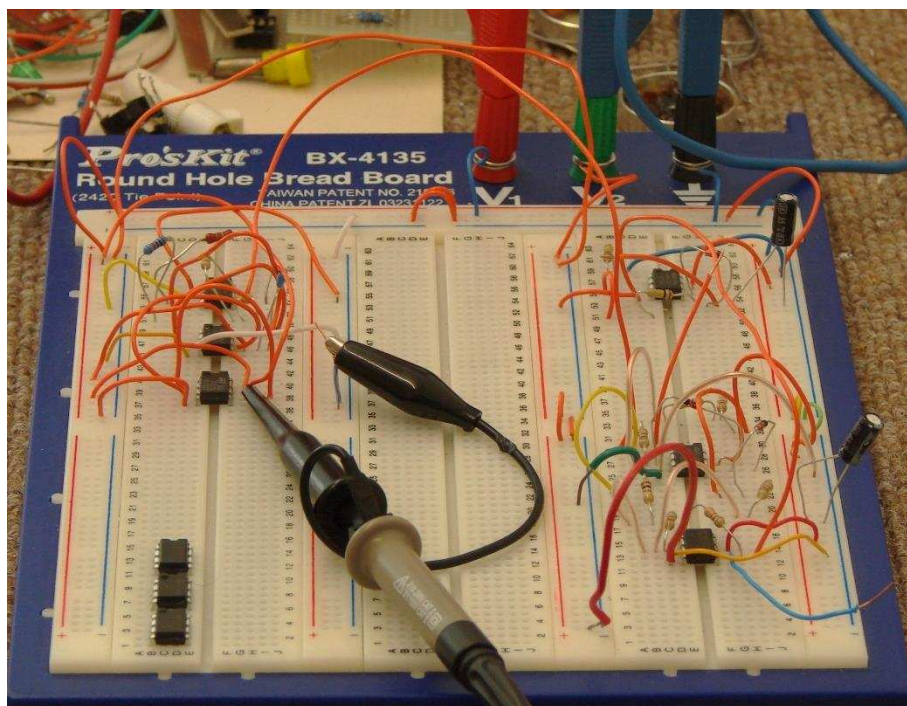
Obrázek 41: Výstup z přesného dvoucestného usměrňovače

Obrázek č. 42 ukazuje práci špičkového detektoru. Signál byl během průchodu operačními zesilovači zesílen 4x, takže jak je vidět i z obrázku, výstupní napětí je 8 V.

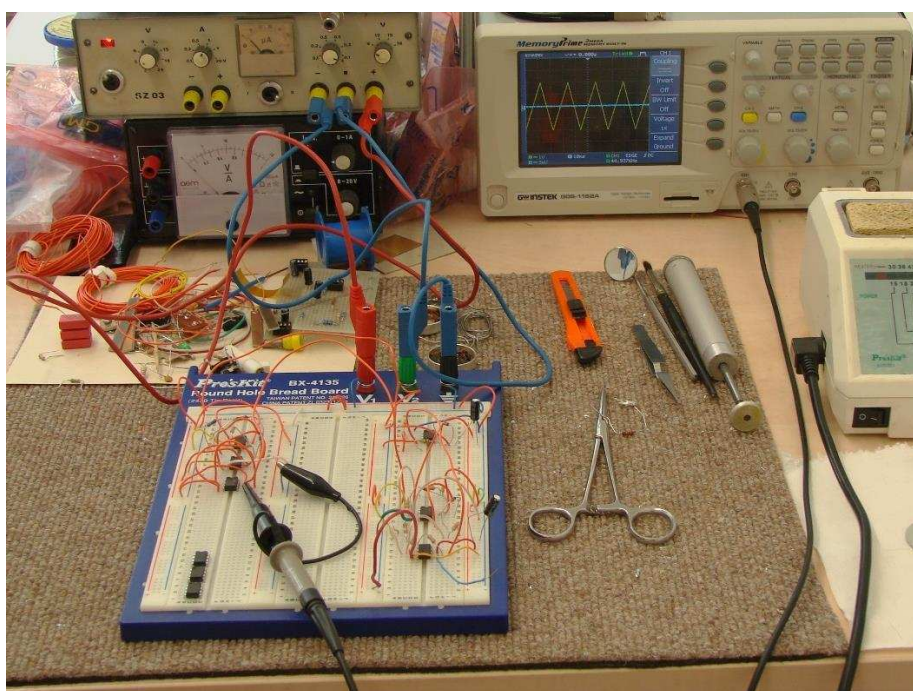


Obrázek 42: Signál po průchodu špičkovým detektorem

Všechny otestované části psychogalvanometru fungují podle předpokladů. V průběhu testování jsme detekovali rušení, které zaváděl zdroj. Tento problém jsme odstranili přidáním blokovacích elektrolytických kondenzátorů do obvodu napájení.



Obrázek 43: Realizace generátoru trojúhelníkového signálu, přesného usměrňovače a špičkového detektoru na nepájivém poli



Obrázek 44: Hlavní prvky psychogalvanometru sestrojené na nepájivém poli a ověřena funkčnost generátoru trojúhelníkového impulsu

# LITERATURA

- [1] VENABLES, P. H. MARTIN, I.: A Manual of Psychophysiological Methods, North Holland Publishing Company – Amstrdam. 1967
- [2] CHMELAR, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-X.
- [3] KORYTA J., DVOŘÁK J.: Elektrochemie, Academia, Praha, 1983
- [4] Zdravotnické elektrické přístroje: *Všeobecné požadavky na bezpečnost*. 2. Praha: Český normalizační institut, 1995.
- [5] VLADIMÍR MEDUNA, CTIRAD KOUDELKA, *Účinky elektrického proudu na lidský organismus*, Ostrava, Březen 2006 [online]. [cit. 2016-10-16]. <fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/Ba kalarske/.../Ucinky%20el.%20proudu.pdf>.
- [6] vedoucí kolektivu autorů prof. MUDr. Stanislav Trojan, DrSc. Fyziologie: *Učebnice pro lékařské fakulty*. 1. Praha 1: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, 1987. ISBN 08-027-87.
- [7] *Žlázoý epitel: Mechanismy sekrece* [online]. [cit. 2016-11-06]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/%C5%BDI%C3%A1zov%C3%BD\\_epitel](http://www.wikiskripta.eu/index.php/%C5%BDI%C3%A1zov%C3%BD_epitel)
- [8] GEDDES, L. A. a L. E. BAKER. Principles of applied biomedical instrumentation. 3rd ed. New York: Wiley, c1989. ISBN 0471608998.
- [9] Organismus. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-11-06]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Organismus>
- [10] *Organismus jako přenosová soustava biosignálů: Biosignál* [online]. [cit. 2016-11-06]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Organismus\\_jako\\_p%C5%99enosov%C3%A1\\_soustava\\_biosign%C3%A1l%C5%AF](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Organismus_jako_p%C5%99enosov%C3%A1_soustava_biosign%C3%A1l%C5%AF)
- [11] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-4.
- [12] LADER, M. H.; MONTAGU, J. D. THE PSYCHO-GALVANIC REFLEX: A PHARMACOLOGICAL STUDY OF THE PERIPHERAL MECHANISM. J Neurol Neurosurg Psychiatry [online]. 1962, 25, [cit. 2016-11-14]. Dostupný z <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC495430/?page=1>
- [13] Electrodermal activity. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-11-06]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Electrodermal\\_activity](https://en.wikipedia.org/wiki/Electrodermal_activity)

- [14] Revize, zkoušky a kontroly elektrických zařízení ve zdravotnickém zařízení. Www.revizekontroly.cz[online]. [cit. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://www.revizekontroly.cz/elektricka-zarizeni/item/revize-zkousky-a-kontroly-elektrickych-zarizeni-ve-zdravotnickem-zarizeni>
- [15] *Použití technických norem ve zdravotnictví: zkušenosti autorizovaného metrologického střediska, malovýrobce a dodavatele zdravotnické techniky* [online]. ČVUT FBMI, 2007 [cit. 2016-12-03]. Dostupné z: <http://www.fbmi.cvut.cz/e/pouziti-technickych-norem-ve-zdravotnictvi/1846.pdf>. Učební text. ČVUT FBMI. Vedoucí práce Ing. Vratislav Fabián, Ing Martin Dobiáš.
- [16] VAL ROBERTSON .. [ET AL.]. Electrotherapy explained: principles and practice. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann Elsevier, 2006. ISBN 0750688432.
- [17] Elektroda: *Elektrody používané v medicíně*. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-11-30]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Elektroda#Elektrody\\_pou.C5.BE.C3.ADvan.C3.A9\\_v\\_medic.C3.ADn.C4.9B](https://cs.wikipedia.org/wiki/Elektroda#Elektrody_pou.C5.BE.C3.ADvan.C3.A9_v_medic.C3.ADn.C4.9B)
- [18] KUBĚNA, Z. Psychogalvanický reflex. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 103 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc
- [19] CHMELAŘ, Milan. *Řešené příklady pro numerická cvičení z předmětu Diagnostika bio a ekosystémů*. V Brně: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. ISBN 978-80-214-4361-7.
- [20] ŠTERN P., *Encyklopedie laboratorní medicíny pro klinickou praxi: Potenciometrie (iontově selektivní elektrody, ISE)* [online]. 2008 [cit. 2016-12-03]. Dostupné z: <http://www.enclabmed.cz/encyklopedie/C/STAAA.htm>
- [21] *Akční potenciál* [online]. [cit. 2016-12-04]. Dostupné z: <http://www1.lf1.cuni.cz/~zfsar/bp/1.6.old.htm>
- [22] Anatomy of the skin [online]. Stanford Children's Health [cit. 2016-12-04]. Dostupné z: <http://www.stanfordchildrens.org/en/topic/default?id=anatomy-of-the-skin-85-P01336>
- [23] High CMR Isolation Amplifiers HCPL-7800 [online]. [cit. 2016-12-04]. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/64642/HP/HCPL-7800.html>
- [24] Ag/AgCl disposable electrodes [online]. In: . G.TEC MEDICAL ENGINEERING [cit. 2016-12-05]. Dostupné z: <http://www.gtec.at/Products/Electrodes-and-Sensors/g.Electrodes-Specs-Features>

- [25] Chia-Hung Chen, Shi-Gun Pan, Peter Kinget. ECG Measurement System: ECG Signal [online]. In: . [cit. 2016-12-05]. Dostupné z: [http://www.cisl.columbia.edu/kinget\\_group/student\\_projects/ECG%20Report/E6001%20ECG%20final%20report.htm](http://www.cisl.columbia.edu/kinget_group/student_projects/ECG%20Report/E6001%20ECG%20final%20report.htm)
- [26] Electrical Engineering Stack Exchange: Precision high speed peak detector [online]. In: . [cit. 2017-03-07]. Dostupné z: <http://electronics.stackexchange.com/questions/154346/precision-high-speed-peak-detector>
- [27] *DIÓDA AKO USMERŇOVAČ NF, VF SIGNÁLOV A MALÝCH NAPĚTÍ: Detektor – sériový* [online]. In: . [cit. 2017-03-07]. Dostupné z: <http://www.tonko.eu/ele/content/kapitola-3>
- [28] TLC272 (ACTIVE) Dual Single Supply Operational Amplifier [online]. In: . [cit. 2017-03-07]. Dostupné z: <http://www.ti.com/product/TLC272>
- [29] Dragos Ducu, Microchip Technology Inc. Op Amp Rectifiers, Peak Detectors and Clamps [online]. In: . s. 16 [cit. 2017-03-07]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/01353A.pdf>
- [30] ICL7660 Datasheet [online]. 2005 [cit. 2017-03-16]. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/532554/INTERSIL/ICL7660.html>
- [31] *Stabilizace pomocí obvodu 7805* [online]. [cit. 2017-03-16]. Dostupné z: <http://www.elektroportal.xf.cz/index.php?p=stabilizace-pomoci-obvodu-7805>
- [32] LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators [online]. National Semiconductor, 1994 [cit. 2017-03-16]. Dostupné z: <http://www.hep.upenn.edu/SNO/daq/parts/lm7915.pdf>
- [33] Stabilizator: Stabilizator 7805 5V 1A. Soltronik e-sklep [online]. [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <http://www.soltronik.pl/stabilizator-7805-5v-1a/p-3700.html>
- [34] TLC 272 CP = TS272CN: Operační zesilovač precizní 2x DIP8. SOS electronic: *distribuce elektronických součástek* [online]. [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.soselectronic.cz/products/no-name/tlc-272-cp-ts272cn-20619>
- [35] *Operační zesilovač* [online]. In: . [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: [http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna\\_eltech/ea/oz.pdf](http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna_eltech/ea/oz.pdf)
- [36] DUŠEK, Jiří. *Účinky elektrického proudu na lidský organismus- druhá část* [online]. In: . 2009 [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: [ucinky-elektrickeho-proudu-na-lidsky-organismus-druha-část](#)

[37] Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier: AD620 [online]. One Technology Way [cit. 2017-05-18].

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

PGR	psychogalvanický reflex
KGR	kožně-galvanická reakce
Na <sup>+</sup>	sodíkový ion
K <sup>+</sup>	draslíkový ion
Cl <sup>-</sup>	chloridový ion
NaCl	chlorid sodný
KCl	chlorid draselný
OH <sup>-</sup>	hydroxidový ion
mV	milivolt
ms	milisekunda
kΩ	kiloohm
MΩ	megaohm
dB	decibel
K <sub>d</sub>	diskriminační činitel
GND	ground (zemní svorka)
U	napětí
R	odpor

# SEZNAM SOUČÁSTEK

Tabulka 3: Seznam součástek

Název	Hodnota	Pozn.
REZISTORY – vše metalizované rezistory na 0,6W		
R1	1,6 k $\Omega$	
R3	27 k $\Omega$	
R4	27 k $\Omega$	
R5	1 k $\Omega$	
R6	1 M $\Omega$	
R7	10 k $\Omega$	
R8	10 k $\Omega$	
R9	20 k $\Omega$	
R10	20 k $\Omega$	
R11	10 k $\Omega$	
R12	10 k $\Omega$	
R13	1 M $\Omega$	
R17	6 k $\Omega$	
R19	80 k $\Omega$	
R20	80 k $\Omega$	
R21	100 k $\Omega$	
R22	100 k $\Omega$	
R23	10 k $\Omega$	



R25	8,2 k $\Omega$	
R26	30 k $\Omega$	
R27	22 k $\Omega$	
R28	12 k $\Omega$	

Pozn. Hodnoty ztrátového výkonu jsme kontrolovali a nikde není překročen.

POTENCIOMETRY		
P1	100k $\Omega$	Lineární desetitáčkový
R1	50 k $\Omega$	Lineární desetitáčkový

TRIMRY – vše cermetové ležaté průměr 10mm		
R24	10 k $\Omega$	
R29	25 k $\Omega$	
R30	2,5 k $\Omega$	
R2	100 k $\Omega$	

KONDENZÁTORY		
C1, C4, C6	100 nF/50V	keramický
C2, C5	50 $\mu$ F/10V	elektrolytický
C3	4,7 $\mu$ F/50V	foliový
obvod napájení		
C1, C5, C6, C9, C11, C13	100 nF / 50V	keramický
C2, C4, C8, C10, C12	47 $\mu$ F/10V	elektrolytický

C3	22 $\mu$ F/50V	keramický
C7	10 $\mu$ F/10V	elektrolytický

Pozn. S výjimkou zdroje pro napájení digitálního voltmetru, kde je na výstupu 9V pracujeme na všech místech s napětím do 5V.

DIODY		
D1	Schottkyho	1N5711
D2	Schottkyho	1N5711
D3	Schottkyho	1N5711
D4	Univerzální křemíková	1N4148
D5	Univerzální křemíková	1N4148

LED		
LED1	LED červené barvy	L-934LID

OPERAČNÍ ZESILOVAČE		
IC1, IC4, IC5, IC6, IC7	CMOS operační zesilovač	TLC272CP

TLAČÍTKO		
S1 napájení	Kolébkový spínač	
S1	Tlačítko bez aretace	

PŘÍSTROJOVÝ OPERAČNÍ ZESILOVAČ		
IC3	AD620	

IZOLAČNÍ ZESILOVAČ		
IC2	HCPL 7800	